

Aus der Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie  
der Klinik für Zahn-, Mund- und Kieferkrankheiten  
der Ludwig-Maximilians-Universität München  
Direktor: Prof. Dr. R. Hickel

**Experimentelle In-vitro Studie zum Ermüdungsverhalten  
CAD/CAM-gefertigter Kauflächenveneers bei reduzierter  
Materialstärke**

Dissertation  
zum Erwerb des Doktorgrades der Zahnheilkunde  
an der Medizinischen Fakultät der  
Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von  
Helena Schäfer  
aus Köln

2014

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät  
der Universität München

Berichterstatter: **Prof. Dr. K.-H. Kunzelmann**

Mitberichterstatterinnen: **Priv. Doz. Dr. Ekaterini Paschos**  
**Prof. Dr. Gabriele Kaeppler**

Dekan: **Prof. Dr. med. Dr. h.c. M. Reiser, FACR,**  
**FRCR**

Tag der mündlichen Prüfung: **09. Juli 2014**

Meinen liebevollen Eltern

---

## Inhaltsverzeichnis

1.	Einleitung .....	1
2.	Literaturübersicht .....	3
2.1	Keramischer Werkstoff .....	3
2.1.1	Definition .....	3
2.1.2	Geschichte .....	3
2.1.3	Dentalkeramiken .....	5
2.1.3.1	Silikatkeramiken .....	7
2.1.3.1.1	Glaskeramiken .....	9
2.1.3.1.2	Feldspatkeramiken .....	10
2.1.3.2	Aluminiumoxidkeramik .....	10
2.1.3.3	Zirkoniumoxidkeramik .....	12
2.2	Werkstoffkundliche Parameter der Keramik .....	13
2.2.1	Elastizitätsmodul .....	13
2.2.2	Biegezugfestigkeit.....	14
2.2.3	Bruchzähigkeit .....	14
2.2.4	Dauerfestigkeit .....	15
2.2.5	Unterkritisches Risswachstum .....	16
2.3	Oberflächenbehandlung .....	16
2.4	CAD/CAM- Verfahren.....	17
2.4.1	Definition .....	17
2.4.2	Geschichte .....	17
2.4.3	CAD/CAM-Konzepte .....	18
2.4.3.1	Das Cerec- System.....	18

---

2.5	Befestigungsmöglichkeiten .....	20
2.5.1	Adhäsive Befestigung .....	20
2.5.2	Konventionelle Befestigung.....	21
3.	Zielsetzung der klinischen Studie .....	23
4.	Material und Methoden .....	24
4.1	Material .....	24
4.1.1	Zahnauswahl .....	24
4.1.2	Dentalkeramiken .....	24
4.1.2.1	IPS Empress CAD.....	24
4.1.2.2	IPS e.max CAD.....	25
4.1.2.3	Lava Ultimate CAD/CAM.....	26
4.2	Methoden.....	27
4.2.1	Vorversuche .....	27
4.2.2	Hauptversuche.....	28
4.2.2.1	Herstellung der Proben .....	28
4.2.2.1.1	Präparation der Molaren .....	29
4.2.2.1.2	Befestigung im Probenkörper .....	30
4.2.2.1.3	Herstellung der Prüfkörper .....	31
4.2.2.1.4	Vorbehandlung.....	35
4.2.2.1.5	Adhäsive Befestigung .....	38
4.2.2.2	Mechanische Prüfung.....	39
5.	Ergebnisse .....	42
5.1	Auswertung .....	42
5.2	Ermüdungsverhalten der Kauflächenveneers .....	43

---

5.2.1	Ergebnisse der Vorversuche.....	44
5.2.2	Ergebnisse der Hauptversuche .....	47
5.2.2.1	Hochstandardisierte Prüfkörper .....	47
5.2.2.2	Klinisch relevante Prüfkörper .....	51
5.3	Lokalisation der Fraktur .....	65
6.	Diskussion .....	66
6.1	Diskussion der Methodik .....	66
6.1.1	In-vitro-Untersuchung.....	66
6.1.2	Zahnauswahl .....	67
6.1.3	Auswahl der Werkstoffe .....	68
6.1.4	Präparationsform .....	69
6.1.5	Unterschiede zwischen hochstandardisierten und klinisch relevanten Prüfkörpern.....	70
6.1.6	Kausimulation .....	71
6.1.7	Beurteilung des Versagenskriteriums .....	72
6.2	Diskussion der Ergebnisse .....	73
6.2.1	Auswertung .....	73
6.2.2	Ergebnisse der Vorversuche.....	74
6.2.3	Ergebnisse der Hauptversuche .....	76
6.2.3.1	Hochstandardisierte Prüfkörper .....	76
6.2.3.2	Klinisch relevante Prüfkörper .....	77
6.2.4	Lokalisation der Fraktur.....	79
7.	Zusammenfassung und Schlussfolgerung.....	80
8.	Literaturverzeichnis.....	83

---

9.	Anhang .....	90
9.1	Abbildungsverzeichnis.....	90
9.2	Tabellenverzeichnis.....	92
10.	Danksagung.....	93
11.	Eidesstattliche Versicherung.....	94

### **1. Einleitung**

Natürlich und gesund aussehende Zähne haben heutzutage einen großen Stellenwert in der Gesellschaft. Daraus resultieren der Wunsch der Patienten nach zahnfarbenen Restaurationen und die Schwierigkeit für Zahnarzt und Zahntechniker diesem Wunsch gerecht zu werden. Die Keramikindustrie hat in den letzten Jahren einen enormen Fortschritt durchlebt, so dass sich moderne Keramiken neben der hohen Biokompatibilität auch durch eine hohe Festigkeit mit hoher Lichtdurchlässigkeit auszeichnen. Nicht nur diese Fortschritte, sondern auch die Vorteile keramischer Restaurationen, kein toxisches oder allergenes Potenzial der Keramik, geringe Plaqueanlagerung und mögliche Schonung der Zahnhartsubstanz, lassen die Verwendung keramischer Materialien als Restaurationsmaterial zunehmen.

Aufgrund der guten physikalischen, chemischen und ästhetischen Eigenschaften der Keramik werden immer häufiger auch kleinere Zahnhartsubstanzdefekte im Seitenzahnbereich bevorzugt mit Hilfe keramischer Inlays statt Komposit- Füllungen versorgt. Doch hierbei stößt der Zahnarzt häufig auf das Problem, die vom Hersteller geforderte okklusale Materialmindeststärke von 1,0 mm - 1,5mm nicht einhalten zu können, ohne dabei gesunde Zahnhartsubstanz zu opfern.

Auch bei der Versorgung eines abradierten Gebisses durch Kauflächenveneers kann die geforderte Materialmindeststärke ein Problem darstellen. Soll bei einem Patienten, der unter Bruxismus leidet, nur eine geringe oder gar keine Bisshebung erfolgen, so muss der Zahnarzt gesunde Zahnhartsubstanz opfern. Nur so kann eine keramische Restauration mit der vom Hersteller geforderten Materialmindeststärke eingegliedert werden.

Der Hersteller empfiehlt in seiner Anwendungsbeschreibung eine Materialmindestschichtstärke und stellt somit eine Qualitätssicherung des Materials sicher. In einigen Patientenfällen erscheint unter zahnmedizinischen Aspekten die Unterschreitung der geforderten Mindestschichtstärke zum



Erhalt gesunder Zahnhartsubstanz als empfehlenswert. Die Angaben zur Mindestschichtstärke basieren auf einer vor über 20 Jahren angelegten Datenbasis und wurden seither nicht mehr neu bewertet. In der Zwischenzeit haben sich der adhäsive Verbund zwischen Zahn und Keramik sowie die physikalischen und chemischen Eigenschaften der Keramiken verbessert. Daher ist davon auszugehen, dass die Belastbarkeit der Keramik heutzutage höher ist oder umgekehrt, dass bei gleicher Belastung die Schichtstärke der Restauration reduziert werden kann und somit eine Schonung gesunder Zahnhartsubstanz erfolgt.

Inwieweit eine Unterschreitung werkstoffkundlich überhaupt möglich ist, soll diese Studie untersuchen, in dem diese das Ermüdungsverhalten verschiedener Keramiken bei dem Unterschreiten der vom Hersteller geforderten Materialmindeststärken untersucht.

## **2. Literaturübersicht**

### **2.1 Keramischer Werkstoff**

#### **2.1.1 Definition**

Der Begriff Keramik kommt aus dem griechischen (griech. Keramos = Töpfer-ton) (Falck and Weikart, 1959) und beschreibt die Kunst, aus Ton Gegenstände herzustellen, wobei Porzellan als das edelste und schönste Erzeugnis der Töpferei bezeichnet wird (Eichner, 1960).

#### **2.1.2 Geschichte**

Es ist anzunehmen, dass die Ursprünge der Keramik bis auf einige tausend Jahre vor Chr. zurückzuführen sind (Eichner, 1960). Die ersten Keramiken wurden aus Ton hergestellt, ein Aluminiumsilikat, das in Form von Plättchen mit weniger als 10 Mikrometern Durchmesser vorliegt. Die Tonteilchen werden durch Kapillarkräfte zusammengehalten, wohingegen eingedrungenes Wasser die Plättchen aneinander vorbeigleiten und den Ton dadurch plastisch verformbar werden lässt. Durch das Erhitzen während des Brennvorganges entsteht eine glasige Schicht zwischen den Teilchen, die diese verbindet. Bei zu hohen Temperaturen kommt es jedoch zu einer ungewollten Verformung der Tonwaren. Daher wählt man niedrigere Temperaturen, die jedoch dazu führen, dass sich die Poren zwischen den Teilchen nicht verschließen. Daraus resultiert dann eine qualitativ minderwertige poröse Keramik. Diese Poren müssen durch eine anschließende Oberflächenbehandlung mit Harz oder Tonschlamm- Überzügen aufgefüllt werden (Hickel and Kunzelmann, 1997). Etwa 700 Jahre nach Chr. wurde das eigentliche Porzellan erstmalig in China hergestellt (Salmang, 1951) und kam vermutlich erst im 15. Jahrhundert durch die Portugiesen nach Europa (Eichner, 1960).

Zu Beginn des 18. Jahrhunderts stieg die Bedeutung keramischer Massen in der Herstellung von Zahnersatz, der bislang aus Knochen, Elfenbein und Tierzähnen gefertigt wurde. Neben ästhetischen und funktionellen Mängeln lag der Nachteil in der Zersetzung und Verfärbung dieser Materialien im Mund (Eichner, 1960). Die erste Anwendung künstlicher Zähne aus Porzellan in der Zahnheilkunde wurde 1788 durch die Veröffentlichung der Dissertation von Nicolas Dubois de Chémant dokumentiert (Strub, 1992). Auf dieser Entwicklung basierend und anschließender Patentierung übernahm die Firma Ash & Sons die Vermarktung von Porzellanzähnen (Hickel and Kunzelmann, 1997). Seither gilt Chémant als Wegbereiter der Herstellung künstlicher Porzellanzähne (Eichner, 1960).

Um einen besseren Halt an der Prothesenbasis zu gewährleisten, entwickelte Guiseppangelo Fonzi im Jahr 1808 Porzellanzähne mit einem Platinhaken an ihrem Rücken (Eichner, 1960).

Die Herstellung vollkeramischer Kronen, sogenannte Mantel- oder Jacketkronen, begann schon Ende des 19. Jahrhunderts (Kappert, 1996; Kirsten, 1929; Land, 1973). Bei der Fertigung der damals einzigen festsitzenden ästhetischen Restaurationsmöglichkeit wurde Feldspatkeramik auf einen durch Plantinfolie abgedeckten Stumpf aufgebrannt (Freese, 1959). Aufgrund hoher Frakturnraten der Jacketkronen und schlechter Ergebnisse kunststoffverblendeter Metallkronen wurde weiter an neuen Methoden gearbeitet, und es kam zur Entwicklung der Metallkeramikkrone. 1962 leisteten Weinstein, Katz und Weinstein, durch ihr Patent für Keramiken mit hohem thermischen Expansionskoeffizienten und thermisch kompatiblen Metall-Legierungen, einen wichtigen Beitrag in dieser Entwicklung (Anusavice, 1992). Doch auch in Europa wurden in diesem Jahr von den Firmen Vita-Zahnfabrik und Degussa bzw. vier Jahre später auch von DeTrey

und Heraeus metallkeramische Systeme auf dem Markt gebracht (Hickel and Kunzelmann, 1997).

Neben der Entwicklung keramischer Prothesenzähne und vollkeramischer Kronen wurden auch Versuche unternommen, Kavitäten mit Keramik zu füllen. Bereits im Jahr 1820 beschrieb Linderer die Verwendung von Walroß- und Flußpferdzähnen als Füllungsmaterial. Diese wurden ausgesägt und in die Kavität gepresst, jedoch waren die Materialien stark der Zersetzung im Mund ausgesetzt.

Die 1837 von Murphy, 1885 von Rollin und 1889 von Herbst beschriebenen Verfahren, Glas zum Füllen von Kavitäten zu verwenden konnten sich auch nicht durchsetzen, jedoch können diese als Wegbereiter späterer Methoden angesehen werden (Eichner, 1960).

1862 wurde versucht, Keramik als gängiges Inlaymaterial zu etablieren (Qualthrough *et al.*, 1990). Dieser Versuch scheiterte aufgrund der hohen Frakturnrate und der gegenüber Goldrestaurationen geringeren Passgenauigkeit (Peckert, 1921). Der Mangel der hohen Frakturnrate konnte durch die adhäsive Befestigung und die dadurch bedingte Stabilisierung der Keramik aufgehoben werden.

Auch materialtechnische Eigenschaften, wie Beschleif- und Polierbarkeit, wurde 1949 durch Gatzka mit der Einführung des Vakuum-Brennverfahrens und der dadurch bedingten weitgehenden Porenfreiheit der Keramik enorm verbessert.

### **2.1.3 Dentalkeramiken**

Chemisch betrachtet umfassen Dentalkeramiken eine große Gruppe anorganischer Werkstoffe innerhalb der Gruppe der Nichtmetalle (Falck and Weikart, 1959).

Der Einsatz keramischer Werkstoffe in der Zahnmedizin gewinnt stetig an Bedeutung. Dies liegt zum einen an den steigenden Ansprüchen der Patienten in Bezug auf Verwendung biokompatibler Materialien und eine ästhetisch optimalen Versorgung (Schmidt, 1998), zum anderen an den zunehmenden Unverträglichkeiten gegenüber Metallen und Kunststoffen (Kappert and Krah, 2001).

Durch die Möglichkeit verschiedene Grade der Transzulenz herstellen zu können und das durch den richtigen Brennvorgang resultierende natürlich prismatische Aussehen, bietet die Keramik die größte Übereinstimmung zum menschlichen Zahnschmelz und wird den Anforderungen nach einer hohen Ästhetik gerecht (McLean, 1979; Haselton *et al.*, 2000; Anusavice, 1992). Der Wunsch nach biokompatiblen Materialien, die eine besondere chemische Stabilität verlangen, wird durch die starken kovalenten Bindungen im Gitter der Keramik und die damit verbundene Fixierung der Atomgruppen auf ihren Gitterplätzen erfüllt (Marx, 1993).

Die geringe Plaqueanlagerung (Chan and Weber, 1986) und die Möglichkeit der Schonung der Zahnhartsubstanz sowie des Parodonts (Pröbster, 2001) sind weitere wichtige Eigenschaften, die keramische Restaurationen auszeichnen.

Neue Studien haben gezeigt, dass Seitenzahnrestaurationen aus Lithiumdisilikat, Aluminiumoxid oder Zirkonoxid ähnliche Bruchresistenzen wie metallgetragene Restaurationen aufweisen (Belli *et al.*, 2011).

Es wurden 5-Jahres Überlebensraten von 93,3 % für vollkeramische und 95,6 % für metallgetragene Einzelkronenversorgungen ermittelt. Für Restaurationen aus dicht gesintertem Aluminiumoxid und leuzitverstärkter Glaskeramik konnte die höchste Lebensdauer ermittelt werden, wohingegen Systeme aus infiltrierter Oxidkeramik eine geringere Bruchresistenz aufwiesen (Pjetursson *et al.*, 2007).

Jedoch sind die negativen Eigenschaften wie Sprödigkeit, geringe Zugfestigkeit, schnelle Rissausbreitung und die Abrasion am Antagonisten nicht außer Acht zu lassen (Beier *et al.*, 2012). Um ein frühzeitiges Versagen der keramischen Restauration zu vermeiden, ist es wichtig, die negativen Eigenschaften des Werkstoffes zu kennen und richtig mit diesem umzugehen. Häufigste Ursache für ein frühzeitiges Versagen keramischer Restaurationen sind Frakturen der Keramik. Zweithäufigstes Versagenskriterium sind Risse in der Restauration, gefolgt von Sekundärkaries. Deutlich höhere Versagensraten wiesen devitale Zähne und Patienten mit Parafunktionen auf (Beier *et al.*, 2012).

Üblicherweise erfolgt eine Einteilung der Dentalkeramik in die drei Hauptgruppen: Silikatkeramik, Aluminiumoxidkeramik und Zirkoniumoxidkeramik in Form des Y-TZP (Janda, 2007c).

### **2.1.3.1 Silikatkeramiken**

Wie das Porzellan, so bestehen auch keramische Werkstoffe aus den Rohstoffen Feldspat, Quarz und Kaolin (Hohmann and Hielscher, 2005; Kern and Pröbster, 2002; Janda, 2007b). Da an zahnmedizinische Produkte andere Anforderungen gestellt werden als an Gebrauchsporzellan, ist der prozentuale Anteil der genannten Rohstoffe ein anderer. Zahnkeramische Massen bestehen zu 70 - 80 % aus Feldspat und nur zu einem geringen Anteil aus Kaolin (Eichner, 1960).

Aufgrund einer kristallinen Struktur sind Silikatkeramiken weder mit Porzellan, noch mit Gläsern gleichzustellen. Porzellane zeichnen sich durch typische Multikristalle und Gläser durch eine amorphe Struktur aus (Hohmann and Hielscher, 2005). Exzellente optische Eigenschaften lassen eine Verwendung im Frontzahnbereich zu, jedoch ist aufgrund der geringen

Festigkeit eine adhäsive Befestigung notwendig (Kern and Pröbster, 2002). Die Verarbeitung der keramischen Werkstoffe kann mittels Schlicker-, Press- oder CAD/CAM-Verfahren erfolgen (Roulet and Janda, 2004).

Für die Herstellung keramischer Restaurationen im CAD/CAM-Verfahren sind verschiedene Silikatkeramiken auf dem Markt. Zu den Keramiken mit geringer Festigkeit gehören die auf Feldspat basierenden Keramiken und die leuzitverstärkten Glaskeramiken, die in Form der IPS Empress CAD Blöcke (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) auf dem Markt sind. Dieses Material zeichnet sich durch eine unkomplizierte Fertigung und eine ausgezeichnete Ästhetik der fertigen Restaurationen aus. Indiziert ist diese CAD/CAM-Keramik für Inlays, Veneers, Teilkronen sowie Vollkronen im Front- und Seitenzahnbereich. Aufgrund der geringen Festigkeit ist eine adhäsive Befestigung mit Flusssäureätzung und Silanisierung notwendig.

Zu den mittelfesten Keramiken gehören die Infiltrationskeramiken sowie die Lithiumdisilikatkeramik IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein). Nachteil einer Infiltrationskeramik ist die aufwendige Verarbeitung und die eingeschränkte Verwendung als Gerüstmaterial.

IPS e.max CAD Blöcke zeichnen sich hingegen durch eine hohe Festigkeit und Transluzenz aus. Gefräst werden die Blöcke in einer Kristallisationsvorstufe, einem Metasilikat, und erreichen erst nach einem abschließenden Kristallisationsbrand, durch Umwandlung in ein Disilikat, die endgültige Festigkeit. Der Indikationsbereich erstreckt sich vom Veneer, über die Teilkrone, bis hin zur Vollkrone. Aufgrund der hohen Festigkeit ist neben der adhäsiven Befestigung mittels Flusssäureätzung auch die konventionelle Befestigung möglich (Kurbad, 2007).

In der Gruppe der Silikatkeramiken wird die Glaskeramik von der Feldspatkeramik unterschieden.

### **2.1.3.1.1 Glaskeramiken**

Glaskeramiken entstehen durch kontrollierte Kristallisation aus Gläsern (Sack, 37). Es wird ein gleichmäßiges, feinkristallines und porenfreies Gefüge erzeugt, das aus einer Kristallinen- und einer Glasphase besteht (Janda, 2006; Pröbster, 2001; Marx, 1993).

Bei der Herstellung der Glaskeramik werden die Rohstoffe zu feinen Pulvern gemahlen. Um diese von färbenden eisenhaltigen Verunreinigungen zu befreien, werden die Pulver durch Wasser aufgeschlämmt und durch Magnete gepumpt. Nach erfolgter Trocknung werden sie in bestimmten Mengenverhältnissen miteinander vermischt. Die Weiterverarbeitung der Rohstoffmischung zu einer homogenen Schmelze erfolgt bei ca. 1300 °C in Gasdurchlauf- oder Wannenöfen. Durch Abkühlung erstarrt diese ohne Kristallisation, d.h. es besteht zwar eine Nahordnung der Atome, Ionen und Moleküle, jedoch keine Fernordnung. In diesem Zustand handelt es sich um ein Glas (Sack, 37). Nach erfolgter Abkühlung wird das Glas erneut auf 700 - 800 °C erhitzt und abschließen in Wasser abgeschreckt. Dieser Tempersschritt bedingt die Entstehung von Leuzitkristallen im Glas, die entweder grobkristallin dendritisch oder feinkristallin kristallisieren können (Kappert and Krah, 2001). In einem letzten Schritt werden die entstandenen Glaskeramikbrocken zu Pulver mit vorgegebener Korngrößenverteilung gemahlen (Janda, 2006, 2007b).

Die durch die Schmelze neu entstandenen Syntheseprodukte werden als Vorfritten bezeichnet und besitzen spezifische Materialeigenschaften, die nicht mit denen der Rohstoffe gleichzusetzten sind.

Für die Farbgebung der Keramik sind die Farbfritten verantwortlich. Diese werden aus unterschiedlichen Pigmenten, Trübungsmittel und Feldspat hergestellt. Vermischt mit den Vorfritten entsteht die fertige Pulvermischung bzw. die fräsbaren Formkörper, welche zu Restaurationen weiterverarbeitet werden können (Janda, 2007b).



Aufgrund der hohen Festigkeit, die durch den Anteil der kristallinen Phase, die Größe der Kristalle und der homogenen Verteilung der Kristalle in der Glasphase bestimmt wird (Janda, 2007a), sind leuzit- oder lithiumdisilikatverstärkte Silikatkeramiken für vollkeramische Restaurationen im Front- und Seitenzahnbereich freigegeben (Janda, 2007b).

### **2.1.3.1.2 Feldspatkeramiken**

Der Indikationsbereich der Feldspatkeramik beschränkt sich aufgrund der geringen Festigkeit auf die Verblendung vollkeramischer Gerüste, Edelmetalllegierungen sowie Nichtedelmetalllegierungen (Janda, 2007b; Roulet and Janda, 2004).

### **2.1.3.2 Aluminiumoxidkeramik**

Die Aluminiumoxidkeramik ist ein undurchsichtiger und weißer Werkstoff mit hoher Festigkeit. Für hochästhetische Restaurationen ist aufgrund der weiß opaken Farbe eine Verblendung notwendig (Janda, 2007c, 2007a). Es handelt sich bei der Aluminiumoxidkeramik um eine Industriekeramik, die synthetisch hergestellt und dann von Dentalunternehmen als Rohstoff eingekauft und modifiziert wird (Janda, 2007b). Ähnlich der Silikatkeramik zeichnet sie sich durch eine vollständig kristalline Struktur aus. Das heißt, es besteht sowohl eine Nahordnung der Ionen, Atome und Moleküle als auch eine Fernordnung (Janda, 2006, 2007c; Roulet and Janda, 2004).

Nach der Herstellung aluminiumoxidkeramischer Restaurationen im Schlicker- oder CAD/CAM- Verfahren (Roulet and Janda, 2004) kann ein konventionelles Einsetzen mit einem Zement, oder ein adhäsives Eingliedern

nach vorangegangener Oberflächenbehandlung erfolgen. Es stehen verschiedene Oberflächenbehandlungsverfahren zur Verfügung, wie beispielsweise Rocatec (3M ESPE, Seefeld), Panavia F (Kuraray, Frankfurt/M.), CoJet (3M ESPE, Seefeld) oder PyrosilPen (SurA Instruments, Jena) (Kurbad, 2007). Die Flusssäureätzung ist, aufgrund der Säurestabilität der Keramik, nicht für die Oberflächenbehandlung indiziert (Janda, 2007c, 2007a).

Es werden vier Formen der Aluminiumoxidkeramik unterschieden. Bei In-Ceram (Vita, Bad Säckingen) handelt es sich um ein gesintertes Aluminiumoxid, das anschließend mit Glas infiltriert wird (Kern and Pröbster, 2002). Aufgrund der großen Festigkeitswerte und der sehr weiß opaken Farbe wird die Keramik vorwiegend für Seitenzahnrestaurationen verwendet. Die zeitintensive Verarbeitung veranlasste die Entwicklung von vorgesinterten In-Ceram-Blöcken zum Fräsen. Nach dem Fräsvorgang muss die fertige Restauration noch glasinfiltriert und gesintert werden. Eine weitere Form stellt gesintertes, mit Zirkonoxid verstärktes, glasinfiltriertes Aluminiumoxid (In-Ceram ZrO<sub>2</sub> verstärkt (Circonia), Vita, Bad Säckingen) dar. In-Ceram Spinell ist gesintertes Spinell, das mit Glas infiltriert wird (Vita, Bad Säckingen). Es handelt sich um eine transparente Keramik mit einer geringeren Festigkeit als In-Ceram und wird daher für den Frontzahnbereich verwendet. Des Weiteren kann Aluminiumoxid mit Glas modifiziert (Cicero, Cicero Dental Systems, Hoorn, Niederlande) oder reines Aluminiumoxid als keramischer Werkstoff verwendet werden (Roulet and Janda, 2004).

### **2.1.3.3 Zirkoniumoxidkeramik**

Die Hochleistungskeramik Zirkoniumoxid, genauer gesagt Y-TZP (Yttriumoxid teilstabilisiertes, tetragonal polykristallines Zirkonoxid), weist die höchste Festigkeit (Janda, 2007c; Tinschert *et al.*, 2004) und Bruchzähigkeit unter den Keramiken auf (Kurbad, 2007). Diese Eigenschaften sind auf die Phasenumwandlung des Zirkoniumoxides zurückzuführen.

Bei niedrigen Temperaturen liegt Zirkoniumoxid in der monoklinen Modifikation vor, welche sich oberhalb von 1170°C in die tetragonale umwandelt. Durch die Zugabe von Yttriumoxid ist es möglich, die tetragonale Phase auch bei Raumtemperatur zu erhalten (Luthardt and Musil, 1997). Erst bei einwirkender Spannung geht die tetragonale in die monokline Kristallphase über (Roulet and Janda, 2004; Janda, 2007a) und hat eine Volumenzunahme von 3 bis 4 % zur Folge (Tinschert *et al.*, 1999; Luthardt and Musil, 1997). Durch die Energie der sich ausbreitenden Risse kommt es zur Phasentransformation und der dadurch bedingten Volumenzunahme, die zu einer Erhöhung der Scher- und Druckspannungen in der Umgebung und folglich zu einer Verhinderung der weiteren Rissausbreitung führt (Kelly and Denry, 2008).

Die Verarbeitung erfolgt mit speziellen CAD/CAM-Verfahren, deren Fräsmaschinen aufgrund der erforderlichen enormen Abrasionskräfte sehr leistungsfähig sein müssen (Roulet and Janda, 2004; Kurbad, 2007; Völkl, 2001). Um die dadurch bedingten langen Schleifzeiten zu umgehen, ist es möglich, Grünlinge (vorgesinterte Keramikblöcke) zu fräsen und anschließend durch einen Sinterbrand zu verfestigen. Die bei der Sinterung auftretende Schrumpfung wird bereits beim Schleifprozess einkalkuliert und kompensiert (Kurbad, 2007; Luthardt, 2002; Völkl, 2001; Tinschert *et al.*, 2004). Nach der Herstellung der zirkoniumoxidkeramischen Restauration muss diese aufgrund der weißen Farbe und der geringen Lichtdurchlässigkeit

verblendet werden (Kern and Pröbster, 2002; Janda, 2007c). Das Einsetzen kann konventionell oder adhäsiv nach entsprechender Oberflächenvorbehandlung erfolgen. Wie auch bei der Aluminiumoxidkeramik kann die Oberflächenbehandlung, aufgrund der Säurestabilität, nicht durch Flusssäureätzung erfolgen (Janda, 2007a; Kurbad, 2007).

Indiziert sind die hochfesten Dentalkeramiken für nahezu jede Restauration. Verwendung finden Zirkoniumoxidkeramiken vor allem bei Kronen und Brücken (Kurbad, 2007).

## **2.2 Werkstoffkundliche Parameter der Keramik**

### **2.2.1 Elastizitätsmodul**

Der Elastizitätsmodul ist ein Maß für den Widerstand eines Materials gegenüber elastischer Verformung. Für den Elastizitätsmodul besteht nach dem Hookeschen Gesetz der Zusammenhang  $\sigma = E * \varepsilon$ . Dabei bedeutet  $\sigma$  die Spannung (= Kraft/Fläche) und  $\varepsilon$  die dazugehörige Verformung (Dehnung, Stauchung).

Ist nur eine geringe Krafteinwirkung nötig, um eine elastische Verformung des Materials hervorzurufen, so spricht man von einem niedrigen Elastizitätsmodul. Ein hoher Elastizitätsmodul beschreibt eine große Krafteinwirkung um eine elastische Verformung hervorzubringen (Hickel and Kunzelmann, 1997).

Der Elastizitätsmodul von IPS Empress CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) liegt bei 62 GPa und der von IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) bei 96 GPa. Das Komposit Lava Ultimate CAD/CAM (3M Espe, Seefeld) weist einen Elastizitätsmodul von 12,77 GPa auf.

### **2.2.2 Biegezugfestigkeit**

Unter Druckspannung verdichtet sich die Keramik und besitzt somit eine hohe Druckfestigkeit. Wohingegen sich unter Zugspannung ein Riss bildet und somit ein Bruch der Keramik eingeleitet werden kann (Geis-Gerstorfer and Kanjantra, 1992). Diese kritische Biegezugspannung ist die Biegefestigkeit, die die Grenze der elastischen Belastbarkeit einer Keramik darstellt. Nach überschreiten dieser Grenze kommt es zum Bruch der Restauration (Kappert and Krah, 2001).

Diese kritische Biegezugspannung wird üblicherweise im Biegeversuch ermittelt (Fischer and Marx, 2000).

Da die Biegezugfestigkeit den Indikationsbereich keramischer Werkstoffe festlegt, ist diese ein entscheidender Parameter bei der Wahl des Materials. Biegezugfestigkeiten unter 200 MPa erfordern eine adhäsive Befestigung, Materialien mit höheren Biegezugfestigkeiten können auch konventionell befestigt werden (Falck and Weikart, 1959).

Die Biegezugfestigkeit von IPS Empress CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) liegt im Bereich von 150 MPa - 200 MPa und wird durch eine optimale Leuzitkristallverteilung in der Glasphase erreicht (Dong *et al.*, 1992). IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) weist im vorkristallisierten Zustand eine Biegezugfestigkeit von 130 - 150 MPa auf. Nach erfolgter Kristallisation erhöht sich die Biegezugfestigkeit auf 360 MPa (Ivoclar Vivadent, 2009). Die Biegezugfestigkeit des Komposits Lava Ultimate CAD/CAM (3M Espe, Seefeld, Deutschland) liegt bei 200 MPa (3M Espe).

### **2.2.3 Bruchzähigkeit**

Die Riss- oder Bruchzähigkeit (Geis-Gerstorfer *et al.*, 1993; Marx, 1993; Müller *et al.*, 2002; Morena *et al.*, 1986) wird durch den Widerstand definiert,

den ein Werkstoff an einer Rissspitze aufbringen kann, um ein weiteres Fortschreiten des Risses zu verhindern (Kappert and Krah, 2001; Müller *et al.*, 2002).

Fehler, in Form von Poren und Einlagerungen in der Keramik, begünstigen die Rissbildung. An solchen Defekten konzentrieren sich von außen aufgebrachte Spannungen und führen zu einer Überschreitung der kritischen Bruchzähigkeit. Dies führt zunächst zu einem Fortschreiten des Risses bis hin zur Fraktur des Werkstoffes (Marx, 1993; Kappert and Krah, 2001; Hickel and Kunzelmann, 1997; Bieniek and Marx, 1994; Marx *et al.*, 2001).

Der Wert der kritischen Bruchzähigkeit wird jedoch nur an den Rissspitzen überschritten, im restlichen Material sind die Spannungen unter dem kritischen Wert (Marx, 1993).

Mechanismen, die die Rissausbreitung stoppen, erhöhen die Bruchzähigkeit (Marx, 1993).

Die niedrigste Bruchzähigkeit weisen einfache Gläser auf, gefolgt von einfachen Dentalkeramiken mit gut verteilten Leuzitkristallen. Die höchsten Werte der Keramiken haben Zirkoniumoxidkeramiken. Metalle hingegen sind in dieser Eigenschaft der Keramik überlegen (Kappert and Krah, 2001).

### **2.2.4 Dauerfestigkeit**

Unter Dauerfestigkeit versteht man die Eigenschaft eines Materials, einer zyklischen Kaubelastung und korrosiven Einflüssen des Mundmilieus auf Dauer ohne Fraktur standzuhalten. Sie verhält sich proportional zur Bruchzähigkeit (Marx, 1993; Marx *et al.*, 2001).

Die Feuchtigkeitseinwirkung im Mundmilieu verstärkt mit der Zeit das Risswachstum (Geis-Gerstorfer *et al.*, 1993) und beeinflusst somit die Dauerfestigkeit der Keramik.

### **2.2.5 Unterkritisches Risswachstum**

Frakturiert eine keramische Restauration unter normaler Belastung, so liegt die Ursache im unterkritischen Risswachstum (Marx, 1993).

Dieses entsteht bei Zug- oder Scherbelastungen und zeichnet sich durch ein langsames Ausbreiten vorhandener Risse bereits bei Spannungsintensitäten unterhalb der Bruchspannung aus. Anschließend kommt es bei normaler Belastung zum Bruch der Keramik (Hickel and Kunzelmann, 1997; Pjetursson *et al.*, 2007).

Diese vorhandenen Risse in der keramischen Restauration sind meist herstellungsbedingt oder durch Oberflächenbearbeitung induziert (Hahn and Löst, 1993a).

Durch die korrosive Wirkung von Wasser wird die unterkritische Rissausbreitung in silikatkeramischen Restaurationen beschleunigt (Wiederhorn, 1967).

## **2.3 Oberflächenbehandlung**

Herstellungsbedingte Poren oder durch maschinelle Bearbeitung entstandene Defekte in einem keramischen Werkstoff können zu Frakturen führen. Während der Belastung einer keramischen Restauration entstehen auf der Keramikunterseite Zugspannungen, die zu einer Rissausbreitung, ausgehend von Poren oder Defekten, führen (Kümin *et al.*, 1993). Daher ist die Politur nach der Bearbeitung einer keramischen Restauration unumgänglich.

Diese erhöht einerseits die Biegefestigkeit des Werkstoffes (Kümin *et al.*, 1993; Furrer and Mörmann, 1993; Hahn and Löst, 1993b) und schützt auf der anderen Seite den Antagonisten vor Abrasionen (Fehér and Mörmann, 1995).

## **2.4 CAD/CAM- Verfahren**

### **2.4.1 Definition**

Das CAD/CAM-System (Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing) beschreibt die Digitalisierung einer Präparation mit anschließender dreidimensionaler Darstellung und Planung der Restauration auf dem Bildschirm sowie folgender computergesteuerten Herstellung mittels einer Fräseinheit (Tinschert *et al.*, 2004).

### **2.4.2 Geschichte**

Bereits im Jahr 1971 hatte Francois Duret die Idee, Zahnersatz computergestützt herzustellen. Er versuchte, die Technologien der Industrie auch in der Zahnmedizin anzuwenden. Ziel war es, durch die computergesteuerten Werkzeugmaschinen Arbeitsaufwand und Kosten zu reduzieren. Jedoch musste Duret feststellen, dass zahnmedizinische Restaurationen individuell an den Patienten angepasst werden müssen und nicht wie in der Industrie ein Werkstück dem anderen gleichen muss. Somit scheiterte sein Vorhaben der computergestützten Herstellung von Restaurationen (Tinschert *et al.*, 2004).

Die Entwicklung des CAD/CAM-Systems begann in den 80er-Jahren (Witkowski, 2002) und basierte auf der Bearbeitung von Titan, da das Gießen und die Verarbeitung dieses Werkstoffes sehr zeit- und kostenintensiv waren. Heute können Restaurationen aus Feldspatkeramik, Silikatkeramik, Infiltrationskeramik, Aluminiumoxid, Zirkoniumoxid, Zirkoniumdisilicid, EM- Legierungen, Titanblocks und Kunststoff gefräst werden (Luthardt, 2002).



### **2.4.3 CAD/CAM-Konzepte**

Man unterscheidet drei verschiedene CAD/CAM-Konzepte. Zum Chairside-Konzept gehört das Cerec-System, bei dem der Zahnarzt die Präparation optisch vermisst und die Restauration anschließend aus einem Keramikblock gefräst wird. Der Patient kann somit in einer Sitzung versorgt werden. Zeit und Materialaufwand werden durch das Chairside-Konzept reduziert, jedoch können nur kleine Restaurationen vom Inlay bis zur Einzelkrone hergestellt werden (Tinschert *et al.*, 2004).

Cerec inLab, Cercon, Everest u.a. zählen zum Labside-Konzept. Der Zahnarzt nimmt nach der Präparation einen Abdruck. Dieser wird im Labor ausgegossen und das Modell wird anschließend vermessen. Die Vermessung des Modells kann mechanisch mit einer Tastnadel (Becker and Heidemann, 1993; Schwickerath, 1992) oder optisch (Benz and Schwarz, 1991; Bose and Ott, 1994) durch einen Laser erfolgen. Die optische Digitalisierung basiert auf einer Projektor- und einer Detektoreinheit, die mit Laserpunkten oder strukturiertem Weißlicht nach dem Prinzip der Triangulation arbeiten (Luthardt, 2002). Die abschließende Fertigung der keramischen Restauration findet im Labor statt.

Das dritte CAD/CAM-Konzept basiert auf Arbeitsteilung. Das Labor scannt und vermisst das Modell, anschließend werden die Daten an ein Fräszentrum übermittelt, welches die Restauration herstellt (Kern and Mehl, 2002; Witkowski, 2002; Gojowy, 2002). Die weitere Verarbeitung, d.h. die Verblendung, erfolgt dann wieder im zahntechnischen Labor (Tinschert *et al.*, 2004).

#### **2.4.3.1 Das Cerec- System**

Nach dreijähriger klinischer Erprobung, wurde die Cerec-Methode 1988 in den zahnärztlichen Praxen eingeführt (Mörmann *et al.*, 1985; Mörmann *et al.*,

1990). Das System besteht aus drei Komponenten: einem Scanner, einem CAD-Programm und einer Fräsmaschine (Mörmann and Bindl, 2000).

In einem ersten Schritt erfolgt die Digitalisierung des präparierten Zahnes, die mittels einer Intraoralkamera erfolgt. Bei kleineren Restaurationen müssen lediglich die Daten des präparierten Zahnes, bei größeren Gerüsten auch die der Nachbarzähne und die der antagonistischen Zahnreihe, erfasst werden (Gojowy, 2002).

Aufgrund der Transparenz der Zahnoberfläche und zur Vermeidung der dadurch bedingten Reflektionen, müssen die zu vermessenden Zähne trockengelegt und mit weißem Puder bedeckt werden (Kern and Mehl, 2002). Anschließend erfolgt die Berechnung des dreidimensionalen Datensatzes, der auf dem Bildschirm kontrolliert und bearbeitet werden kann (Luthardt and Musil, 1997). Bei der Berechnung wird auf eine Zahnbibliothek mit tausenden Naturzahnvorlagen zurückgegriffen. Es besteht weiterhin die Möglichkeit den intakten Zahn vor der Präparation oder eine aufgewachste Restauration zu digitalisieren und als Restaurationsvorlage zu verwenden.

Im letzten Schritt wird die digitale Restauration aus einem Keramikblock gefräst, wobei die Konstruktionsdaten in Fräsbahnen umgerechnet werden (Gojowy, 2002; Luthardt, 2002).

Nach erfolgter Herstellung der Restauration erfolgt die Endpolitur oder eine Individualisierung mittels Malfarben (Tinschert *et al.*, 2004). Auf einen Hochglanzbrand kann aufgrund der weitgehenden Porenfreiheit verzichtet werden (Fehér and Mörmann, 1995).

Klinische Studien zeigen, dass CAD/CAM-gefertigte Einzelzahnversorgungen eine 10-Jahres Überlebensrate von 90% aufweisen (Reiss and Walther, 2000).

## **2.5 Befestigungsmöglichkeiten**

### **2.5.1 Adhäsive Befestigung**

Unter der adhäsiven Befestigung versteht man einen kraftschlüssigen, reproduzierbaren und dauerhaften Verbund an der Zahnhartsubstanz (Kern and Pröbster, 2002), wobei auf Retentionsmöglichkeiten wie untersichgehende Präparationen, Rillen oder parapulpäre Stifte verzichtet werden kann (Krejci *et al.*, 1992).

Beim adhäsiven Eingliedern einer keramischen Restauration ist die Verwendung eines Kofferdams zur absoluten Trockenlegung äußerst hilfreich. Die Zahnoberfläche wird konditioniert und anschließend mit Primer und Adhäsiv vorbehandelt. Zeitgleich wird die Innenseite der Keramikrestauration mit 5 bis 10%-iger Flusssäure für 60 s bzw. 30 s behandelt (Hofmann, 1990) und danach gut abgesprüht. Das dadurch bedingte Auflösen des SiO<sub>2</sub>-Netzwerkes wird durch eine raue Oberfläche sichtbar. Um einen optimalen Verbund zwischen Befestigungskomposit und Keramik zu erreichen, wird nach der Trocknung der Keramik ein Silan aufgetragen. Chemisch betrachtet löst das Silan zwei Reaktionen aus. Zum einen hydrophobiert das Silan die Keramik, wodurch diese besser durch das Befestigungskomposit benetzt wird. Zum anderen polymerisiert das Silan über Methacrylatgruppen mit dem Befestigungskomposit (Roulet and Janda, 2004; Pluddemann, 1970).

Bei den Befestigungskompositen unterscheidet man vier Gruppen: lichthärtende, selbsthärtende, dualhärtende und dualhärtende für die Ultraschalleinsetztechnik (Janda, 2007c).

Es haben sich die kombiniert chemisch und lichthärtende Befestigungskomposite durchgesetzt, da bei diesen Präparaten auch ein Aushärten in tieferen Schichten sicher gestellt ist.

Nach kurzer Polymerisation werden alle Überschüsse des Komposites entfernt und abschließend wird jede Seite der Restauration ausreichend lang polymerisiert (Hofmann, 1990).

Bei der adhäsiven Befestigung entsteht zwischen Zahn und Restauration eine Befestigungskompositschicht. Treten bei einer Kaubelastung Zugspannungen auf der Innenfläche der Restauration auf, so wirkt diese Kompositschicht den Zugspannungen entgegen und verhindert eine Deformation der Keramik, aus der eine Fraktur resultieren kann. Es ist anzunehmen, dass nach adhäsiver Befestigung die maximale Zugspannung nicht mehr auf die Restaurationsunterseite, sondern auf die Dentinaussenfläche einwirkt (Kümin *et al.*, 1993; Kern and Pröbster, 2002). Durch die Umverteilung der Zugkräfte und die Flusssäureätzung, die eine Reduzierung der Haarrisse an der Keramikinnenfläche und folgend ein Eindringen des weniger spröden Kunststoffes veranlasst (Roulet and Janda, 2004), resultiert eine erhebliche Erhöhung der Belastbarkeit der Keramik (Kern and Pröbster, 2002). Folglich ist es möglich Restaurationen aus keramischen Werkstoffen mit geringer Festigkeit, wie z.B. Silikatkeramik (Roulet and Janda, 2004), sowie Restaurationen mit geringen Wandstärken adhäsiv einzugliedern, ohne von einer anschließenden Fraktur auszugehen zu müssen (Mörmann *et al.*, 1987).

### **2.5.2 Konventionelle Befestigung**

Die konventionelle Befestigung einer Restauration erfolgt mechanisch-retentiv durch Erhöhung der Reibung zwischen Restauration und Präparation. Diese ist abhängig von der Festigkeit des Zements, der Oberflächenrauigkeit, der Größe und der Flächenneigung der Fügeflächen. Da bei konventionell zementierten Restaurationen kein kraft- und spannungsschlüssiger Verbund besteht, hängt die Belastbarkeit von der Eigenfestigkeit der Restauration ab. Diese ist bestimmt durch die physikalischen Eigenschaften der Keramik und

die Geometrie der Restauration. Für eine konventionelle Befestigung sollte daher ein keramischer Werkstoff mit hohen Festigkeitseigenschaften gewählt werden, wie z.B. hochfeste Oxidkeramiken, und eine materialadäquate Präparation erfolgen (Kern and Pröbster, 2002; Pröbster, 2001).

Allgemein kann man sagen, dass Materialien mit einer Biegefestigkeit ab 200 MPa konventionell befestigt werden können, wohingegen Restaurationen aus Materialien mit einer kleineren Biegefestigkeit adhäsiv befestigt werden müssen (Pröbster, 2001).

### **3. Zielsetzung der klinischen Studie**

Eine häufige Folge von Bruxismus ist der Verlust der vertikalen Relation sowie der Eckzahnführung mit daraus resultierenden Kiefergelenkbeschwerden.

Um den Patienten nach erfolgter Schienentherapie wieder in eine für ihn angenehme vertikale Relation zu überführen, müssen die Seiten- und häufig auch die Frontzähne restaurativ versorgt werden. Dabei kann der Zahnarzt vor dem Problem stehen, dass die Zähne des Patienten keine bzw. nur kleine kariöse Läsionen oder keine bzw. kleine Füllungen aufweisen und somit eine zahnstabilisierende restaurative Versorgung nicht indiziert ist. Bei Versorgung solcher kleinen Defekte müsste die Mindestschichtstärke der keramischen Werkstoffe unterschritten werden, oder der Behandler wäre gezwungen gesunde Zahnhartsubstanz zu beschleifen und somit nicht mehr minimal invasiv zu arbeiten.

Damit auch Bisshebungen von wenigen Millimetern durchgeführt werden können, ohne dabei gesunde Zahnhartsubstanz zu verlieren, wird in dieser Studie das Ermüdungsverhalten keramischer Kauflächenveneers im Kausimulator getestet. Bei der Herstellung der Restaurationen wird die vom Hersteller geforderte Mindestschichtstärke unterschritten.

Ziel dieser klinischen Studie ist es, Kauflächenveneers mit geringerer Schichtstärke herzustellen und einzugliedern sowie die Wahrscheinlichkeit der Überlebenszeit zu beschreiben.

## **4. Material und Methoden**

### **4.1 Material**

#### **4.1.1 Zahnauswahl**

Während der Vorversuche wurde mit Rinderzähnen gearbeitet.

Für die Hauptversuche dieser Studie wurden intakte humane Molaren gewählt, deren klinische Kronen annähernd die gleiche Größe und geometrische Form hatten. Nach erfolgter Präparation lag das Dentin großflächig frei. Die Zähne wurden stets feucht gelagert.

#### **4.1.2 Dentalkeramiken**

Als zu untersuchende Werkstoffe wurden zwei verschiedene Dentalkeramiken und ein für CAD/CAM optimiertes Kompositmaterial gewählt. Dabei wurde berücksichtigt, dass alle Materialien vom CEREC Schleifsystem (Sirona Dental GmbH, Wals, Österreich) verarbeitet werden können.

##### **4.1.2.1 IPS Empress CAD**

Bei IPS Empress CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) handelt es sich um eine leuzitverstärkte Glaskeramik, die für vollanatomische Einzelzahnrestaurationen wie Kronen, Inlays, Onlays und Veneers freigegeben ist. Die Biegefestigkeit beträgt 160 MPa.



Abbildung 4-1: IPS Empress CAD  
Keramikblock

### 4.1.2.2 IPS e.max CAD

IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) ist eine Lithium-Disilikat-Keramik, deren Indikationsbereich auf Veneers, Inlays, Onlays, Teilkronen, Kronen im Front- und Seitenzahnbereich sowie Implantat-Suprakonstruktionen für Einzelzahnversorgungen beschränkt ist. Gefräst wird die Keramik im „weichen, blauen“ Zustand. Anschließend erfolgt die Kristallisation bei 840 °C im Keramikbrennofen. Dies führt zu einer Gefügeumwandlung und zu einem Wachstum der Lithium-Disilikat-Kristalle. Nach der Kristallisation beträgt die Biegefestigkeit 360 MPa.





Abbildung 4-2: IPS e.max CAD  
Keramikkblock

### 4.1.2.3 Lava Ultimate CAD/CAM

Lava Ultimate CAD/CAM (3M ESPE, Seefeld) ist ein Dentalkomposit, das vom Hersteller als Resin-Nano-Keramik bezeichnet wird. Dabei sind Nanomer-Partikel in eine Kunstharzmatrix eingelagert. Werkstoffkundlich handelt es sich bei den Nanomer-Partikeln um synthetisch hergestellte Siliziumoxid-Nanomere mit einem Durchmesser von 20 nm und Zirkoniumoxid-Nanomere mit einem Durchmesser von 4 - 11 nm.

Mit einer Biegefestigkeit von 200 MPa ergibt sich ein Indikationsbereich für Einzelzahnrestorationen wie Kronen, Inlays, Onlays und Veneers.



Abbildung 4-3: Lava Ultimate CAD/CAM Keramikblock

Produkt	Hersteller	Art.-Nr.
IPS Empress CAD	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein	602569
IPS e.max CAD	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein	574514
Lava Ultimate CAD/CAM	3M-ESPE, Seefeld, Deutschland	3312A3LT

Tabelle 4-1: Verwendete Materialien

## 4.2 Methoden

### 4.2.1 Vorversuche

Für die Vorversuche wurden Rinderzähne verwendet. Die Rinderzähne wurden durch eine Schleifmaschine vom Typ LECO VP100 unter Verwendung von Siliciumcarbid-Scheiben (LECO P180) mit einer 180er Körnung plangeschliffen, bis das Dentin großflächig frei lag.

Dieses Vorgehen dient der Simulation von Erosion bzw. Abrasion im menschlichen Kausystem. Therapeutisch deckt man das freiliegende Dentin

nach erfolgter funktioneller Behandlung mittels Kauflächenveneers ab. Dabei erfolgt durch die Restaurationen eine Bisshebung.

Zur Simulation der Restauration wurden in den Vorversuchen Keramikplättchen aus IPS Empress CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) mit einer Dicke von 0,5 mm auf den plan abgeschliffenen Rinderzähnen adhäsiv befestigt. Anschließend erfolgte die mechanische Prüfung im Kausimulator mit einer Last von 50 N. Die Kontrolle der Prüfkörper mit seitlicher Belichtung durch eine LED Lampe erfolgte nach  $10^1$ ,  $10^2$ ,  $10^3$ ,  $10^4$ ,  $10^5$  und  $10^6$  Zyklen. Ziel war es  $10^6$  Zyklen ohne sichtbaren Sprung zu überleben.

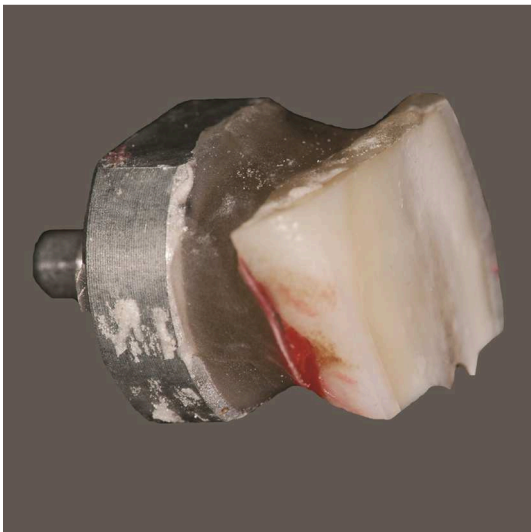


Abbildung 4-4: Plan abgeschliffener Rinderzahn

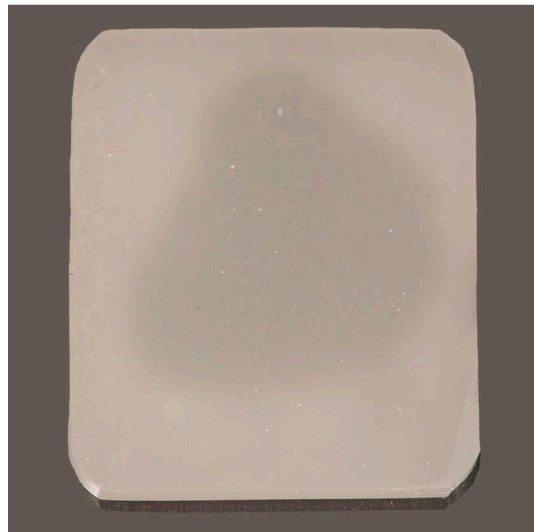


Abbildung 4-5: IPS Empress CAD Keramikplättchen

### 4.2.2 Hauptversuche

#### 4.2.2.1 Herstellung der Proben

Die Versuche dieser klinischen Studie lassen sich in zwei Gruppen einteilen. Für die erste Gruppe wurden hochstandardisierte Prüfkörper verwendet, für die zweite Gruppe klinisch relevante Prüfkörper.

In der ersten Gruppe lag die Anzahl der geprüften Proben bei  $N=8$ , in der zweiten Gruppe bei  $N=20$ .

### **4.2.2.1.1 Präparation der Molaren**

#### **4.2.2.1.1.1 Hochstandardisierte Prüfkörper**

In der Gruppe der hochstandardisierten Prüfkörper wurden die Molaren plan abgeschliffen bis das Dentin großflächig frei lag. Dies erfolgte mittels einer Schleifmaschine LECO VP100 unter Verwendung von Siliciumcarbid-Scheiben (LECO P180) mit einer 180er Körnung.



Abbildung 4-6: Schleifmaschine Leco VP100

#### **4.2.2.1.1.2 Klinisch relevante Prüfkörper**

In der zweiten Gruppe wurde die Kaufläche der Molaren anatomisch reduziert bis das Dentin großflächig frei lag. Die Präparation wurde mit einem rotiring (46 $\mu$ m) Football-Diamant mit 18 mm Durchmesser durchgeführt (Komet, 8379.314018).



Abbildung 4-7: Anatomisch reduzierte Kaufläche eines Molares

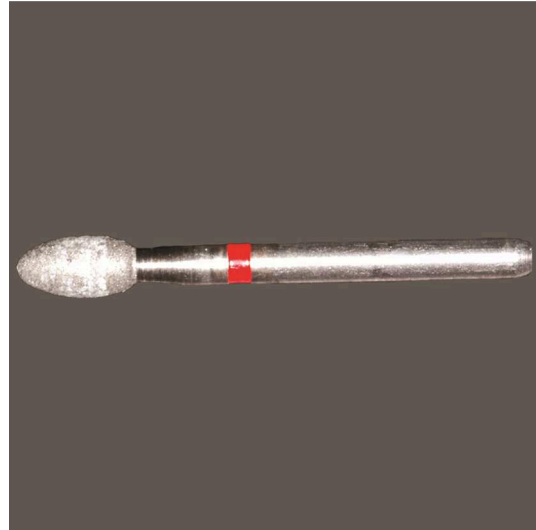


Abbildung 4-8: Rotring Football-Diamant

### **4.2.2.1.2 Befestigung im Probenkörper**

Da in beiden Gruppen die Probenkörper durch das gleiche Vorgehen befestigt wurden, ist eine Unterteilung nicht weiter relevant.

Damit die Molaren im Kausimulator getestet werden konnten, war es notwendig, die Molaren in die für den Kausimulator vorgesehenen Probenhalter einzubetten.

In einem ersten Schritt wurden die Molaren auf Höhe der Schmelz-Zement-Grenze horizontal abgetrennt und die Willytec Probenhalter sandgestrahlt, um eine bessere Vernetzung mit dem zum Einbetten verwendeten Kunststoff zu erzielen. Mit Hilfe einer selbst konstruierten Halterung war es möglich die Probenhalter und Zähne vor dem Einbetten zu fixieren. Somit konnte sichergestellt werden, dass alle Proben die gleiche Höhe vorweisen. Nach dem Fixieren erfolgte die Einbettung der Molaren in die Probenhalter mittels Technovit 4004 (Heraeus Kulzer GmbH, Hanau).



Abbildung 4-9: Selbst konstruierte Halterung



Abbildung 4-10: Probenhalter

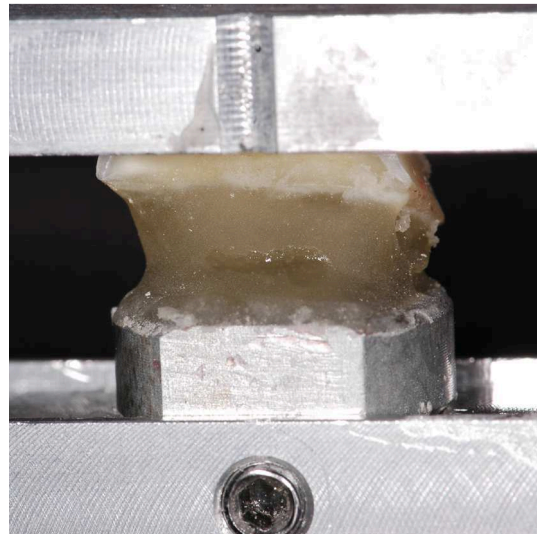


Abbildung 4-11: Selbst konstruierte Halterung mit fixierter Probe

#### **4.2.2.1.3 Herstellung der Prüfkörper**

##### **4.2.2.1.3.1 Hochstandardisierte Prüfkörper**

Bei den hochstandardisierten Prüfkörpern handelt es sich um Keramikplättchen aus IPS Empress CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan,



Liechtenstein) und IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) Keramikblöcken.

Die Plättchen wurden mittels einer Innenlochsäge (Leica SP 1600) aus den Blöcken gesägt und wiesen eine Dicke von 0,5 mm bzw. 0,3 mm auf. Um eine geringe Rauigkeit und eine plane Oberfläche dieser zu erreichen, wurden sie mit der Exakt Poliermaschine bearbeitet. Dazu wurden Siliciumcarbid-Scheiben der Körnung P 320, P 800, P 1000, P 2500 und P 4000 in der Reihenfolge von grob- nach feinkörnig verwendet. Anschließend wurden die IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) Plättchen in einem Keramikofen kristallisiert und änderten dadurch ihre Farbe von blau zu weiß. Bei der Herstellung der dünnen Keramikplättchen frakturierten einige Prüfkörper sowohl während der Bearbeitung durch die Innenlochsäge, als auch während der Politur. Zudem war es sehr schwierig eine gleichmäßige Dicke der Plättchen zu erreichen.



Abbildung 4-12: Innenlochsäge Leica SP 1600



Abbildung 4-13: Innenlochsäge Leica SP 1600 Detailansicht



Abbildung 4-14: Exakt Poliermaschine

### **4.2.2.1.3.2 Klinisch relevante Prüfkörper**

Die klinisch relevanten Prüfkörper wurden mit einem CEREC Schleifsystem (Sirona Dental GmbH, Wals, Österreich) unter Verwendung der CEREC Software 4.1 aus IPS Empress CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) und Lava Ultimate CAD/CAM (3M ESPE, Seefeld) hergestellt. Als Restaurationstyp wurde Inlay/Onlay und als Designmodus Biogenerik Kopie gewählt.

Nach der anatomischen Reduktion der Molaren-Krone wurde eine dünne Schicht Occlusal Indicator Wax (Kerr GmbH, Rastatt) mit einer Schichtdicke von 0,3 - 0,5 mm auf dem präparierten Molar aufgetragen. Diese dünne Schicht Wachs hatte Form und Dicke des späteren Kauflächenveneers, vergleichbar mit einem „wax up“. Bevor der Zahn mit der CEREC Bluecam optisch vermessen werden konnte, musste dieser noch mit einem Scanspray Scan´dry (Dentaco GmbH & Co. KG, Essen) eingesprüht werden.



Für die zweite Aufnahme wurde das Wachs von dem Zahn entfernt und der präparierte Zahn mittels der Kamera optisch erfasst. Nach dem Festlegen der Präparationsgrenze und Einschubrichtung schlug die Software eine Restauration vor. Diese wurde manuell weiter individualisiert und die Schichtdicke auf 0,3 - 0,5 mm reduziert. Abschließend erfolgte der Fräsvorgang. Während der Herstellung der klinisch relevanten Prüfkörper stellte der Fräsvorgang das größte Problem dar. Viele Kauflächenveneers, hauptsächlich Restaurationen aus IPS Empress CAD, frakturierten während des Fräsvorganges. Sehr frakturanfällig war der Übergang von gefräster Restauration zu Keramikblock.

Die Prüfkörper aus IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) wurden im Keramikbrennofen kristallisiert.

Vor der adhäsiven Befestigung wurden Passgenauigkeit und Schichtdicke der fertigen Restaurationen überprüft.

Die Politur der Keramik erfolgte mittels Zirkonoxidpolierer (Komet Dental, Lemgo) unter Wasserkühlung. Zunächst wurde die Oberfläche mit dem grobkörnigen Polierer für 1 min bearbeitet, später der Vorgang mit dem feinkörnigen Polierer wiederholt.



Abbildung 4-15: Cerec Schleifmaschine

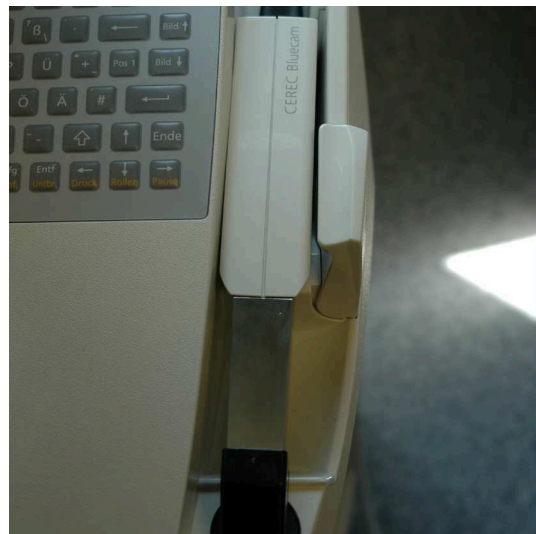


Abbildung 4-16: Cerec Bluecam



Abbildung 4-17: Occlusal Indicator Wax



Abbildung 4-18: Präparierter Molar mit Occlusal Indicator Wachs

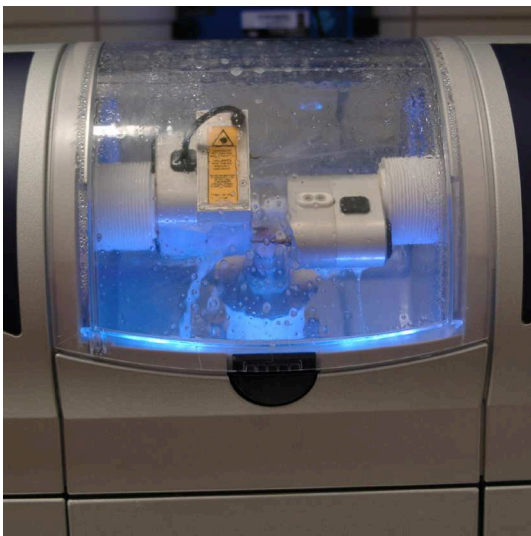


Abbildung 4-19: Cerec Fräsmaschine



Abbildung 4-20: Zirkonoxidpolierer

### 4.2.2.1.4 Vorbehandlung

Bei der Vorbehandlung wurde zwischen der der Prüfkörper und der der Molaren unterschieden.

### 4.2.2.1.4.1 Vorbehandlung der Prüfkörper

Um die Haftung zwischen Befestigungscomposite und Keramik zu erhöhen, wurden die Innenflächen der Kauflächenveneers aus IPS e. max CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) und IPS Empress CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) mit 3 %iger Flusssäure Vita Ceramics Etch (Vita, Bad Säckingen) für 30 s bzw. für 60 s angeätzt. Die Innenflächen der Prüfkörper aus Lava Ultimate CAD/CAM (3M ESPE, Seefeld) hingegen wurden mit dem CoJet System (3M ESPE, Seefeld) sandgestrahlt. Danach wurden die Prüfkörper mit dem Wasserstrahl für 30 s abgestrahlt, um Flusssäure und herausgelöste Keramikbestandteile zu entfernen. Die anschließende Trocknung erfolgte mittels Druckluft. Abschließend wurden alle Proben mit 3M ESPE Sil silanisiert (3M ESPE, Seefeld) und zum Verdunsten des Lösungsmittels 5 min bei Raumtemperatur getrocknet.



Abbildung 4-21: Flusssäure Vita Ceramics Etch



Abbildung 4-22: Silan 3M ESPE Sil

#### 4.2.2.1.4.2 Vorbehandlung der Molaren

Die Vorbehandlung der Molaren erfolgte nach dem Total-Etch Verfahren der 4. Generation.

In einem ersten Schritt wurde Phosphorsäuregel Total Etch 37 % (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) für 30 s auf den Schmelz und für 15 s auf das Dentin aufgetragen. Nach der gründlichen Entfernung des Gels durch einen Wasserstrahl erfolgte die Trocknung der Oberfläche mit einem Luftbläser.

In einem weiteren Schritt wurde Syntac Primer (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) für 15 s eingerieben und verblasen. Danach wurde Syntac Adhesive (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) für 10 s eingerieben und verblasen. Abschließend erfolgte das Auftragen von Heliobond (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) mit anschließendem Verblasen.

Um eine frühzeitige Aushärtung zu verhindern, wurden die Molaren während der Verarbeitung des Befestigungscomposites in einer Lichtschutzbox gelagert.



Abbildung 4-23: Syntac Primer



Abbildung 4-24: Syntac Adhesive



Abbildung 4-25: Syntac Heliobond

### **4.2.2.1.5 Adhäsive Befestigung**

Nach der Vorbehandlung wurden die indirekten Restaurationen durch das dualhärtende Komposit-System Variolink II (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) auf den Molaren befestigt. Dazu wurden Base (gelb 210/A3) und Katalysator (dünnflüssig) in dem Verhältnis 1:1 auf einem Block angemischt und auf die Restauration aufgetragen, um diese dann mit leichtem Fingerdruck auf dem Zahn zu positionieren. Nach dem Einsetzen der Restauration wurden alle Überschüsse entfernt und das Material mit einer LED- Polymerisationslampe Elipar FreeLight 2 (3M ESPE, Seefeld) für jeweils 20 s von okklusal, mesial und distal ausgehärtet.



Abbildung 4-26: Variolink II



Abbildung 4-27: Klinisch relevanter Prüfkörper nach adhäsiver Befestigung

### 4.2.2.2 Mechanische Prüfung

Die mechanische Prüfung erfolgte in einem Willytec MUC II Kausimulator und diente der Prüfung des Ermüdungsverhaltens der Prüfkörper.

Während der gesamten Testreihe wurden als Antagonisten Degussit-Kugeln (hochverdichtete Aluminium- Oxid- Keramik) mit einem Durchmesser von 5 mm verwendet. Diese wurden nach erfolgter Sandstrahlung der Probenhalter mittels Technovit 4004 (Heraeus Kulzer GmbH, Hanau) befestigt. Da die Antagonisten keine Verschleißspuren aufwiesen, wurden diese nicht ausgewechselt.

Als Versagenskriterium der Prüfkörper wurde der erste bei Seitenlicht an trockenen Proben sichtbare Sprung festgelegt.

Vor Beginn der Testreihe lagerten die Proben 24 h in 37 °C warmem, bidestilliertem Wasser.

In der ersten Testreihe wurden acht Proben gleichzeitig mit einer Belastung von jeweils 50 N pro Probe im Kausimulator getestet. Dazu wurde jeweils eine Probe in jeder Kammer montiert und mit einem Plexiglaszylinder umschlossen. Somit lag eine geschlossene Kammer vor, welche mit



bidestilliertem Wasser aufgefüllt wurde. Die Antagonisten wurden horizontal und vertikal nachjustiert, um eine gleichzeitige Belastung der acht Prüfkörper zu gewährleisten. Die Kontrolle der Prüfkörper mit seitlicher Belichtung durch eine LED Lampe erfolgte nach  $10^1$ ,  $10^2$ ,  $10^3$ ,  $10^4$ ,  $10^5$  und  $10^6$  Zyklen. Ziel war es  $10^6$  Zyklen ohne sichtbaren Sprung zu überleben.

Die zweite Testreihe wurde lediglich mit der Gruppe der klinisch relevanten Prüfkörper aus IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) durchgeführt, welche bereits  $10^6$  Zyklen mit einer Belastung von 50 N im Kausimulator durchlaufen hatten. Hier wurden vier Proben gleichzeitig mit einer Belastung von 100 N pro Probe getestet. Der Verlauf der Versuchsreihe und das Versagenskriterium waren der ersten Testreihe entsprechend.



Abbildung 4-28: Willytec MUC II Kausimulator

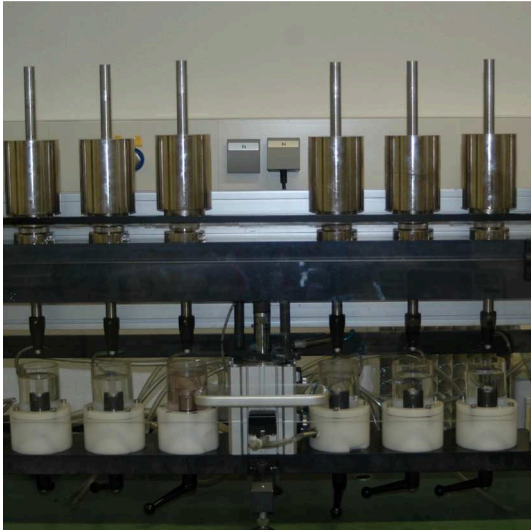


Abbildung 4-29: Willytec MUC II  
Kausimulator Detailansicht

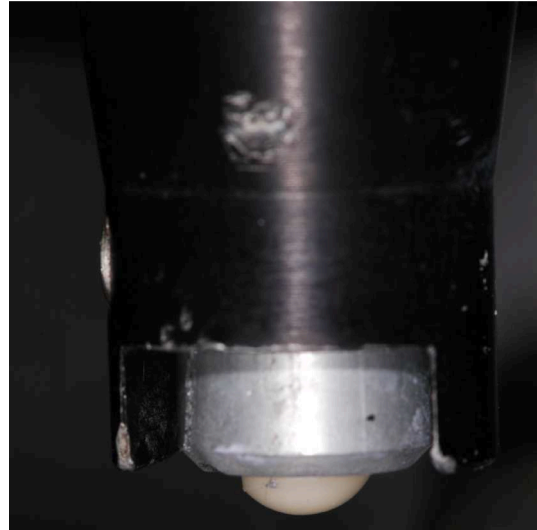


Abbildung 4-30: Antagonist



## 5. Ergebnisse

### 5.1 Auswertung

Die Auswertung erfolgte nach der Kaplan-Meier Methode, welche die Überlebenszeit unter Einbeziehung der zensierten Überlebenszeiten innerhalb eines Zeitintervalls beschreibt.

Die Überlebenszeitanalyse beschreibt das Eintreten eines bestimmten Ereignisses innerhalb eines festgelegten Zeitintervalls. Es muss jedoch am Ende des Zeitintervalls das Ereignis nicht eingetroffen sein bzw. können Probanden frühzeitig eine Studie verlassen. In diesen Fällen spricht man von einer zensierten Beobachtung (Ziegler *et al.*, 2007; Zwiener *et al.*, 2011).

Aufgrund der zensierten Überlebenszeiten besteht das Problem der Überlebenszeitanalyse in der Berechnung des Schätzwertes  $\hat{S}(t)$ . Der Schätzwert  $\hat{S}(t)$  lässt sich aus der Überlebensrate  $S(t)$  errechnen, welche den die Studie überlebten Anteil beschreibt.

Das Schätzverfahren nach Kaplan und Meier bezieht die zensierten Überlebenszeiten sinnvoll mit ein und ist definiert durch:

$$\hat{S}(t) = \prod_{t_{(i)} \leq t} \frac{n_i - d_i}{n_i} = \prod_{t_{(i)} \leq t} \left(1 - \frac{d_i}{n_i}\right)$$

$\hat{S}(t)$  = Kaplan-Meier Schätzer zum Zeitpunkt  $t$

$d_i$  = Anzahl der Probanden, bei denen zum Zeitpunkt  $t_{(i)}$  ein Ereignis eingetreten ist

$n_i$  = Anzahl der Probanden in der Risikomenge zum Zeitpunkt  $t_{(i)}$

Bei dieser Methode, die 1958 von Edward Kaplan und Paul Meier entwickelt wurde, sind die Zeitintervalle nicht vorher bestimmt, sondern werden durch die Ereignisse definiert. Somit kann für jedes Zeitintervall eine bedingte Überlebenswahrscheinlichkeit errechnet werden. Multipliziert man diese bedingten Wahrscheinlichkeiten, so kann eine Gesamtwahrscheinlichkeit, einen bestimmten Zeitpunkt zu überleben, ermittelt werden (Ziegler *et al.*, 2007). Zusammenfassend beschrieben kann durch die Kaplan-Meier Methode die Wahrscheinlichkeit angegeben werden, bei wie vielen Objekten/Probanden zu einem bestimmten Zeitpunkt  $t$  das Ereignis noch nicht eingetroffen ist (Zwiener *et al.*, 2011).

Trifft bei einem Objekt das Ereignis ein, so verringert sich die Anzahl der Objekte unter Risiko. Dadurch wird die Schätzung der Wahrscheinlichkeit des Eintreffens des Ereignisses bei den anderen Objekten ungenau. Aus dieser Unsicherheit resultiert ein breites Konfidenzintervall, welches im Graphen (Abbildung 5-1) durch eine gestrichelte Linie markiert ist.

Das Konfidenzintervall beschreibt also die Präzision einer Schätzung und wird aus dem Standardfehler berechnet.

$$s. e. \{ \hat{S}(t) \} \approx [ \hat{S}(t) ] \left\{ \sum_{i=1}^k \frac{d_i}{n_i (n_i - d_i)} \right\}^{\frac{1}{2}}$$

### 5.2 Ermüdungsverhalten der Kauflächenveneers

Die Ergebnisse der Versuche sind in Tabellen und Graphen dargestellt. Es wird zwischen den Vor- und Hauptversuchen sowie zwischen den hochstandardisierten und klinisch relevanten Prüfkörpern unterschieden.

Nach  $10^1$ ,  $10^2$ ,  $10^3$ ,  $10^4$ ,  $10^5$  und  $10^6$  Zyklen wurden die Proben auf eine Fraktur überprüft, und die Ergebnisse wurden notiert.

Die Proben wurden von 1 bis 8 bzw. 20 durchnummeriert und spiegeln sich in den Zeilen der Tabelle wieder. Die Spalte „Gruppe“ sagt aus, welches Material für die Versuchsreihe verwendet wurde. Gruppe 1 steht für IPS Empress CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), Gruppe 2 für IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) und Gruppe 3 für Lava Ultimate CAD/CAM (3M ESPE, Seefeld). Die Spalten „Dicke“ und „Zyklen“ beschreiben die Schichtdicke der Keramik bzw. die Anzahl der durchlaufenen Zyklen im Kausimulator. Durch die Spalte „Status“ wird beschrieben, ob die Probe das Zeitintervall ohne einen Sprung überlebt hat (= 0) oder ob die Probe einen Sprung aufweist (= 1) und somit das Ziel der Versuchsreihe nicht erreicht hat. Die letzte Spalte „Last in N“ beschreibt mit welcher Last in Newton der Kausimulator gearbeitet hat.

### **5.2.1 Ergebnisse der Vorversuche**

In der Gruppe der Vorversuche wurden acht Keramikplättchen aus IPS Empress CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) mit einer Schichtdicke von 0,5 mm im Kausimulator mit 50 N Last getestet.

Wie in Tabelle 5-1 zu sehen ist, überlebten alle Proben die ersten  $10^3$  Zyklen ohne eine Fraktur bzw. einen Sprung. Nach  $10^4$  Zyklen wiesen die Proben 1, 2, 3, 6, 7 und 8 einen Sprung auf. Nach  $10^5$  Zyklen konnte auch an Probe 5 ein Sprung festgestellt werden. Das vorgegebene Zeitintervall von  $10^6$  Zyklen erreichte nur eine von acht Proben ohne Sprung oder Fraktur.

## Ergebnisse

Vorversuche Rinderzähne						
Probe	Gruppe	Dicke	Zyklen	Status	Last in N	
1	1	0,5	10	0	50	
2	1	0,5	10	0	50	
3	1	0,5	10	0	50	
4	1	0,5	10	0	50	
5	1	0,5	10	0	50	
6	1	0,5	10	0	50	
7	1	0,5	10	0	50	
8	1	0,5	10	0	50	
1	1	0,5	100	0	50	
2	1	0,5	100	0	50	
3	1	0,5	100	0	50	
4	1	0,5	100	0	50	
5	1	0,5	100	0	50	
6	1	0,5	100	0	50	
7	1	0,5	100	0	50	
8	1	0,5	100	0	50	
1	1	0,5	1000	0	50	
2	1	0,5	1000	0	50	
3	1	0,5	1000	0	50	
4	1	0,5	1000	0	50	
5	1	0,5	1000	0	50	
6	1	0,5	1000	0	50	
7	1	0,5	1000	0	50	
8	1	0,5	1000	0	50	
1	1	0,5	10000	1	50	
2	1	0,5	10000	1	50	
3	1	0,5	10000	1	50	
4	1	0,5	10000	0	50	
5	1	0,5	10000	0	50	
6	1	0,5	10000	1	50	
7	1	0,5	10000	1	50	
8	1	0,5	10000	1	50	
1	1	0,5	100000	1	50	
2	1	0,5	100000	1	50	
3	1	0,5	100000	1	50	
4	1	0,5	100000	0	50	
5	1	0,5	100000	1	50	
6	1	0,5	100000	1	50	
7	1	0,5	100000	1	50	
8	1	0,5	100000	1	50	
1	1	0,5	1000000	1	50	
2	1	0,5	1000000	1	50	
3	1	0,5	1000000	1	50	
4	1	0,5	1000000	0	50	
5	1	0,5	1000000	1	50	
6	1	0,5	1000000	1	50	
7	1	0,5	1000000	1	50	
8	1	0,5	1000000	1	50	

Tabelle 5-1: Ergebnisse der Vorversuche mit Rinderzähnen

Proben-Nr.	Fraktur	Überlebenszeit $t_i$	$n_i$	$d_i$	Kaplan-Meier Schätzer $\hat{S}(t_i)$
1	Ja	$10^4$	8	6	$2/8 = 25 \%$
2	Ja	$10^4$			
3	Ja	$10^4$			
6	Ja	$10^4$			
7	Ja	$10^4$			
8	Ja	$10^4$			
5	Ja	$10^5$	2	1	$2/8 * 1/2 = 12,5\%$
4	Nein	$10^6$	1	0	

Tabelle 5-2: Kaplan-Meier Schätzer der Vorversuche mit Rinderzähnen

In Tabelle 5-2 sind die Ergebnisse und die Risikomenge der Vorversuche mit Rinderzähnen dargestellt. In der letzten Spalte konnte der Kaplan-Meier Schätzer  $\hat{S}(t_{(i)})$  errechnet werden.

Nach  $10^4$  Zyklen sank die Risikomenge rapide auf 2 Probanden ab. Die Wahrscheinlichkeit  $10^4$  Zyklen ohne Sprung zu überleben liegt daher bei 25 %. In den folgenden 90000 Zyklen frakturierte eine weitere Probe und die Risikomenge verkleinert sich von 2 auf 1. Daraus resultiert eine 12,5 %ige Wahrscheinlichkeit  $10^5$  Zyklen zu überleben.

In Abbildung 5-1 ist der Kaplan-Meier Schätzer mit 95 %-Konfidenzintervall der Vorversuche mit Rinderzähnen graphisch dargestellt. Die gestrichelte Linie beschreibt das Konfidenzintervall, die durchgezogene den Kaplan-Meier Schätzer. Auch hier ist zu sehen, dass die Wahrscheinlichkeit  $10^4$  Zyklen zu überleben bei 25 % und  $10^5$  Zyklen ohne Fraktur zu überleben bei 12,5 % liegt.

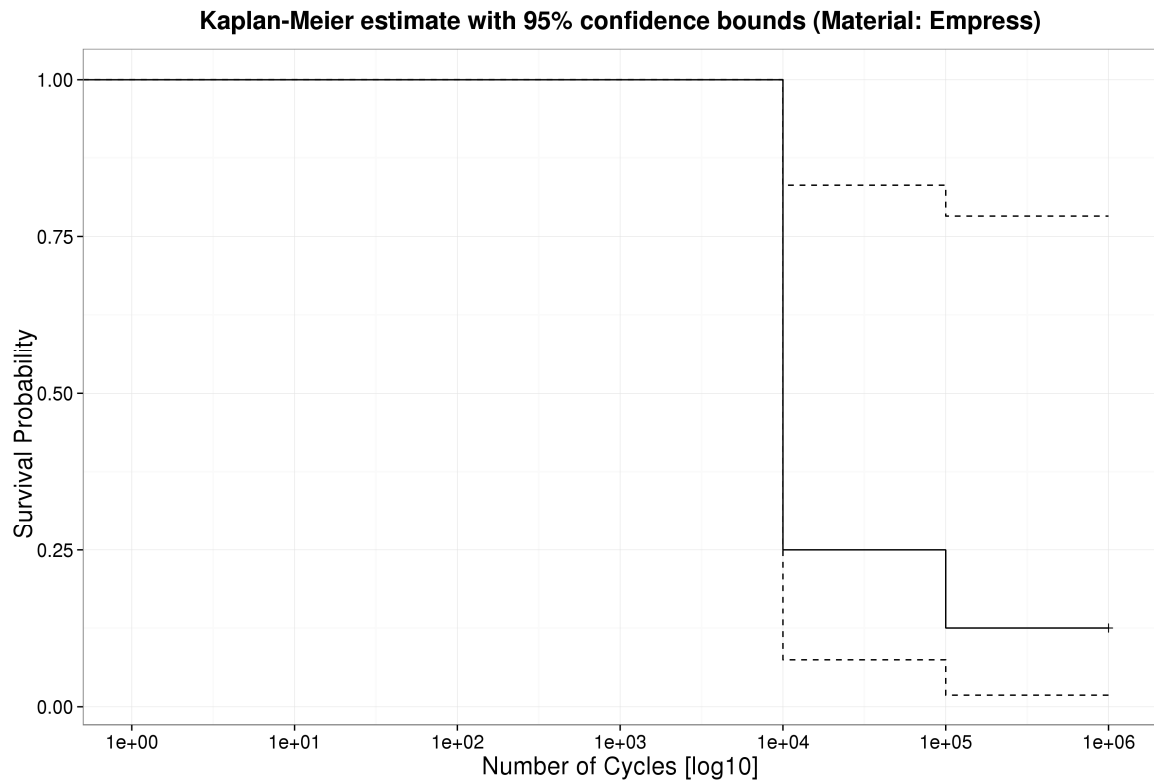


Abbildung 5-1: Graphisch dargestellter Kaplan-Meier Schätzer mit 95 %-Konfidenzintervall der Vorversuche mit Rinderzähnen

## 5.2.2 Ergebnisse der Hauptversuche

### 5.2.2.1 Hochstandardisierte Prüfkörper

Im ersten Versuchsteil wurden hochstandardisierte Prüfkörper, in Form von Keramikplättchen in unterschiedlicher Schichtdicke, auf plan abgeschliffenen humanen Zähnen befestigt. Im Kausimulator wurden bei 50 N Belastung 0,5 mm sowie 0,3 mm dicke Keramikplättchen aus IPS Empress CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) und 0,3 mm dicke Plättchen aus IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) getestet.

Die Tabellen 5-3 bis 5-5 zeigen die Ergebnisse der Versuchsreihe. An der Spalte „Status“ ist zu erkennen, dass alle Proben  $10^6$  Zyklen ohne Fraktur überlebten.

## Ergebnisse

Hauptversuche humane Zähne Hochstandardisierte Prüfkörper					
Probe	Gruppe	Dicke	Zyklen	Status	Last in N
1	1	0,5	10	0	50
2	1	0,5	10	0	50
3	1	0,5	10	0	50
4	1	0,5	10	0	50
5	1	0,5	10	0	50
6	1	0,5	10	0	50
7	1	0,5	10	0	50
8	1	0,5	10	0	50
1	1	0,5	100	0	50
2	1	0,5	100	0	50
3	1	0,5	100	0	50
4	1	0,5	100	0	50
5	1	0,5	100	0	50
6	1	0,5	100	0	50
7	1	0,5	100	0	50
8	1	0,5	100	0	50
1	1	0,5	1000	0	50
2	1	0,5	1000	0	50
3	1	0,5	1000	0	50
4	1	0,5	1000	0	50
5	1	0,5	1000	0	50
6	1	0,5	1000	0	50
7	1	0,5	1000	0	50
8	1	0,5	1000	0	50
1	1	0,5	10000	0	50
2	1	0,5	10000	0	50
3	1	0,5	10000	0	50
4	1	0,5	10000	0	50
5	1	0,5	10000	0	50
6	1	0,5	10000	0	50
7	1	0,5	10000	0	50
8	1	0,5	10000	0	50
1	1	0,5	100000	0	50
2	1	0,5	100000	0	50
3	1	0,5	100000	0	50
4	1	0,5	100000	0	50
5	1	0,5	100000	0	50
6	1	0,5	100000	0	50
7	1	0,5	100000	0	50
8	1	0,5	100000	0	50
1	1	0,5	1000000	0	50
2	1	0,5	1000000	0	50
3	1	0,5	1000000	0	50
4	1	0,5	1000000	0	50
5	1	0,5	1000000	0	50
6	1	0,5	1000000	0	50
7	1	0,5	1000000	0	50
8	1	0,5	1000000	0	50

Tabelle 5-3: Ergebnisse der Hauptversuche mit hochstandardisierten Prüfkörpern auf humanen Zähnen, IPS Empress CAD, 0,5 mm Schichtdicke

Probe	Gruppe	Dicke	Zyklen	Status	Last in N
1	1	0,3	10	0	50
2	1	0,3	10	0	50
3	1	0,3	10	0	50
4	1	0,3	10	0	50
5	1	0,3	10	0	50
6	1	0,3	10	0	50
7	1	0,3	10	0	50
8	1	0,3	10	0	50
1	1	0,3	100	0	50
2	1	0,3	100	0	50
3	1	0,3	100	0	50
4	1	0,3	100	0	50
5	1	0,3	100	0	50
6	1	0,3	100	0	50
7	1	0,3	100	0	50
8	1	0,3	100	0	50
1	1	0,3	1000	0	50
2	1	0,3	1000	0	50
3	1	0,3	1000	0	50
4	1	0,3	1000	0	50
5	1	0,3	1000	0	50
6	1	0,3	1000	0	50
7	1	0,3	1000	0	50
8	1	0,3	1000	0	50
1	1	0,3	10000	0	50
2	1	0,3	10000	0	50
3	1	0,3	10000	0	50
4	1	0,3	10000	0	50
5	1	0,3	10000	0	50
6	1	0,3	10000	0	50
7	1	0,3	10000	0	50
8	1	0,3	10000	0	50
1	1	0,3	100000	0	50
2	1	0,3	100000	0	50
3	1	0,3	100000	0	50
4	1	0,3	100000	0	50
5	1	0,3	100000	0	50
6	1	0,3	100000	0	50
7	1	0,3	100000	0	50
8	1	0,3	100000	0	50
1	1	0,3	1000000	0	50
2	1	0,3	1000000	0	50
3	1	0,3	1000000	0	50
4	1	0,3	1000000	0	50
5	1	0,3	1000000	0	50
6	1	0,3	1000000	0	50
7	1	0,3	1000000	0	50
8	1	0,3	1000000	0	50

Tabelle 5-4: Ergebnisse der Hauptversuche mit hochstandardisierten Prüfkörpern auf humanen Zähnen, IPS Empress CAD, 0,3 mm Schichtdicke



## Ergebnisse

---

Probe	Gruppe	Dicke	Zyklen	Status	Last in N
1	2	0,3	10	0	50
2	2	0,3	10	0	50
3	2	0,3	10	0	50
4	2	0,3	10	0	50
5	2	0,3	10	0	50
6	2	0,3	10	0	50
7	2	0,3	10	0	50
8	2	0,3	10	0	50
1	2	0,3	100	0	50
2	2	0,3	100	0	50
3	2	0,3	100	0	50
4	2	0,3	100	0	50
5	2	0,3	100	0	50
6	2	0,3	100	0	50
7	2	0,3	100	0	50
8	2	0,3	100	0	50
1	2	0,3	1000	0	50
2	2	0,3	1000	0	50
3	2	0,3	1000	0	50
4	2	0,3	1000	0	50
5	2	0,3	1000	0	50
6	2	0,3	1000	0	50
7	2	0,3	1000	0	50
8	2	0,3	1000	0	50
1	2	0,3	10000	0	50
2	2	0,3	10000	0	50
3	2	0,3	10000	0	50
4	2	0,3	10000	0	50
5	2	0,3	10000	0	50
6	2	0,3	10000	0	50
7	2	0,3	10000	0	50
8	2	0,3	10000	0	50
1	2	0,3	100000	0	50
2	2	0,3	100000	0	50
3	2	0,3	100000	0	50
4	2	0,3	100000	0	50
5	2	0,3	100000	0	50
6	2	0,3	100000	0	50
7	2	0,3	100000	0	50
8	2	0,3	100000	0	50
1	2	0,3	1000000	0	50
2	2	0,3	1000000	0	50
3	2	0,3	1000000	0	50
4	2	0,3	1000000	0	50
5	2	0,3	1000000	0	50
6	2	0,3	1000000	0	50
7	2	0,3	1000000	0	50
8	2	0,3	1000000	0	50

Tabelle 5-5: Ergebnisse der Hauptversuche mit hochstandardisierten Prüfkörpern auf humanen Zähnen, IPS e.max CAD, 0,3 mm Schichtdicke

### **5.2.2.2 Klinisch relevante Prüfkörper**

Klinisch relevante Prüfkörper wurden im zweiten Versuchsteil auf humanen Zähnen befestigt.

Bei 50 N Belastung wurden IPS Empress CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) sowie Lava Ultimate CAD/CAM (3M ESPE, Seefeld) Kauflächenveneers mit einer Schichtdicke von 0,3 - 0,5 mm im Kausimulator getestet. Anschließend wurden die Kauflächenveneers aus IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) weitere  $10^6$  Zyklen und mit 100 N im Kausimulator belastet.

## Ergebnisse

Hauptversuche humane Zähne klinisch relevante Prüfkörper					
Probe	Gruppe	Dicke	Zyklen	Status	Last in N
1	1	0,3-0,5	10	0	50
2	1	0,3-0,5	10	0	50
3	1	0,3-0,5	10	0	50
4	1	0,3-0,5	10	0	50
5	1	0,3-0,5	10	0	50
6	1	0,3-0,5	10	0	50
7	1	0,3-0,5	10	0	50
8	1	0,3-0,5	10	0	50
9	1	0,3-0,5	10	0	50
10	1	0,3-0,5	10	0	50
11	1	0,3-0,5	10	0	50
12	1	0,3-0,5	10	0	50
13	1	0,3-0,5	10	0	50
14	1	0,3-0,5	10	0	50
15	1	0,3-0,5	10	0	50
16	1	0,3-0,5	10	0	50
17	1	0,3-0,5	10	0	50
18	1	0,3-0,5	10	0	50
19	1	0,3-0,5	10	0	50
20	1	0,3-0,5	10	0	50
1	1	0,3-0,5	100	0	50
2	1	0,3-0,5	100	0	50
3	1	0,3-0,5	100	0	50
4	1	0,3-0,5	100	0	50
5	1	0,3-0,5	100	0	50
6	1	0,3-0,5	100	0	50
7	1	0,3-0,5	100	0	50
8	1	0,3-0,5	100	0	50
9	1	0,3-0,5	100	0	50
10	1	0,3-0,5	100	0	50
11	1	0,3-0,5	100	0	50
12	1	0,3-0,5	100	0	50
13	1	0,3-0,5	100	0	50
14	1	0,3-0,5	100	0	50
15	1	0,3-0,5	100	0	50
16	1	0,3-0,5	100	0	50
17	1	0,3-0,5	100	0	50
18	1	0,3-0,5	100	0	50
19	1	0,3-0,5	100	0	50
20	1	0,3-0,5	100	0	50
1	1	0,3-0,5	1000	0	50
2	1	0,3-0,5	1000	0	50
3	1	0,3-0,5	1000	0	50
4	1	0,3-0,5	1000	0	50
5	1	0,3-0,5	1000	0	50
6	1	0,3-0,5	1000	0	50
7	1	0,3-0,5	1000	0	50
8	1	0,3-0,5	1000	0	50
9	1	0,3-0,5	1000	0	50
10	1	0,3-0,5	1000	0	50
11	1	0,3-0,5	1000	0	50
12	1	0,3-0,5	1000	0	50
13	1	0,3-0,5	1000	0	50
14	1	0,3-0,5	1000	0	50
15	1	0,3-0,5	1000	0	50
16	1	0,3-0,5	1000	0	50
17	1	0,3-0,5	1000	0	50
18	1	0,3-0,5	1000	0	50
19	1	0,3-0,5	1000	0	50
20	1	0,3-0,5	1000	0	50

1	1	0,3-0,5	10000	1	50
2	1	0,3-0,5	10000	0	50
3	1	0,3-0,5	10000	0	50
4	1	0,3-0,5	10000	0	50
5	1	0,3-0,5	10000	0	50
6	1	0,3-0,5	10000	0	50
7	1	0,3-0,5	10000	0	50
8	1	0,3-0,5	10000	1	50
9	1	0,3-0,5	10000	1	50
10	1	0,3-0,5	10000	1	50
11	1	0,3-0,5	10000	1	50
12	1	0,3-0,5	10000	1	50
13	1	0,3-0,5	10000	1	50
14	1	0,3-0,5	10000	1	50
15	1	0,3-0,5	10000	0	50
16	1	0,3-0,5	10000	0	50
17	1	0,3-0,5	10000	0	50
18	1	0,3-0,5	10000	0	50
19	1	0,3-0,5	10000	0	50
20	1	0,3-0,5	10000	0	50
1	1	0,3-0,5	100000	1	50
2	1	0,3-0,5	100000	0	50
3	1	0,3-0,5	100000	0	50
4	1	0,3-0,5	100000	0	50
5	1	0,3-0,5	100000	0	50
6	1	0,3-0,5	100000	0	50
7	1	0,3-0,5	100000	0	50
8	1	0,3-0,5	100000	1	50
9	1	0,3-0,5	100000	1	50
10	1	0,3-0,5	100000	1	50
11	1	0,3-0,5	100000	1	50
12	1	0,3-0,5	100000	1	50
13	1	0,3-0,5	100000	1	50
14	1	0,3-0,5	100000	1	50
15	1	0,3-0,5	100000	0	50
16	1	0,3-0,5	100000	0	50
17	1	0,3-0,5	100000	0	50
18	1	0,3-0,5	100000	0	50
19	1	0,3-0,5	100000	1	50
20	1	0,3-0,5	100000	1	50
1	1	0,3-0,5	1000000	1	50
2	1	0,3-0,5	1000000	0	50
3	1	0,3-0,5	1000000	0	50
4	1	0,3-0,5	1000000	0	50
5	1	0,3-0,5	1000000	0	50
6	1	0,3-0,5	1000000	0	50
7	1	0,3-0,5	1000000	0	50
8	1	0,3-0,5	1000000	1	50
9	1	0,3-0,5	1000000	1	50
10	1	0,3-0,5	1000000	1	50
11	1	0,3-0,5	1000000	1	50
12	1	0,3-0,5	1000000	1	50
13	1	0,3-0,5	1000000	1	50
14	1	0,3-0,5	1000000	1	50
15	1	0,3-0,5	1000000	0	50
16	1	0,3-0,5	1000000	0	50
17	1	0,3-0,5	1000000	0	50
18	1	0,3-0,5	1000000	0	50
19	1	0,3-0,5	1000000	1	50
20	1	0,3-0,5	1000000	1	50

Tabelle 5-6: Ergebnisse der Hauptversuche mit klinisch relevanten Prüfkörpern auf humanen Zähnen, IPS Empress CAD, 0,3 - 0,5 mm, Last 50 N

Tabelle 5-6 stellt die Ergebnisse des ersten Materials dar. 10 von 20 Kauflächenveneers aus IPS Empress CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) erlitten eine Fraktur, davon 8 nach  $10^4$  Zyklen und zwei weitere nach insgesamt  $10^5$  Zyklen.

Proben-Nr.	Fraktur	Überlebenszeit $t_i$	$n_i$	$d_i$	Kaplan-Meier Schätzer $\hat{S}(t_i)$
1	Ja	$10^4$	20	8	$12/20 = 60 \%$
8	Ja	$10^4$			
9	Ja	$10^4$			
10	Ja	$10^4$			
11	Ja	$10^4$			
12	Ja	$10^4$			
13	Ja	$10^4$			
14	Ja	$10^4$			
19	Ja	$10^5$	12	2	$12/20 * 10/12 = 50 \%$
20	Ja	$10^5$			
2	Nein	$10^6$	10		
3	Nein	$10^6$			
4	Nein	$10^6$			
5	Nein	$10^6$			
6	Nein	$10^6$			
7	Nein	$10^6$			
15	Nein	$10^6$			
16	Nein	$10^6$			
17	Nein	$10^6$			
18	Nein	$10^6$			

Tabelle 5-7: Kaplan-Meier Schätzer, klinisch relevante Prüfkörper IPS Empress CAD, 0,3 - 0,5 mm, Last 50 N

Wie Tabelle 5-7 zeigt, liegt die Wahrscheinlichkeit  $10^4$  Zyklen ohne Fraktur zu überleben bei 60 %. Die Wahrscheinlichkeit die folgenden Zyklen auch unbeschadet zu überleben sinkt mit dem Verlust zweier weiterer Proben nach  $10^5$  Zyklen auf 50 %.

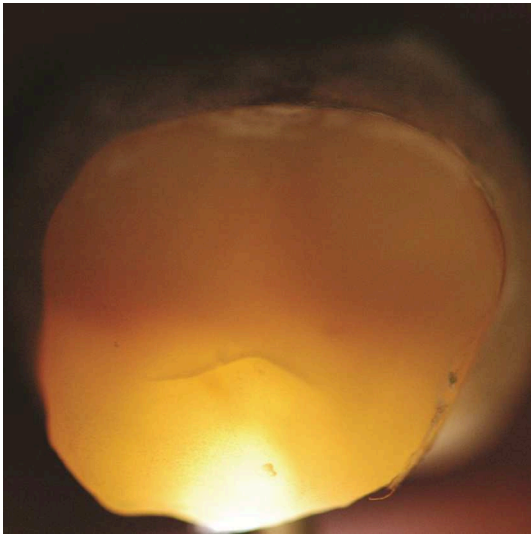
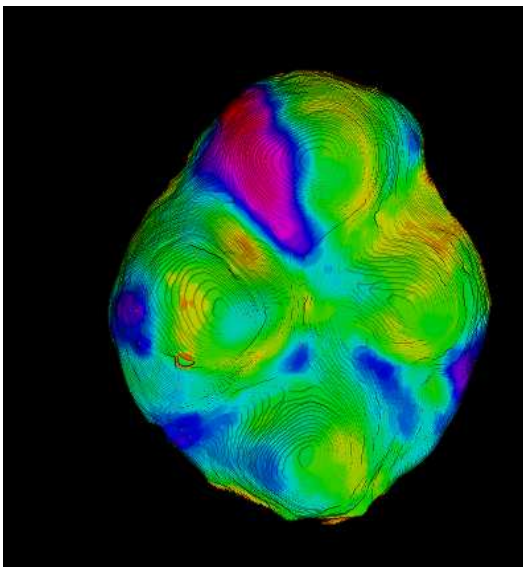


Abbildung 5-2: IPS Empress CAD Restauration mit Riss I



Abbildung 5-3: IPS Empress CAD Restauration mit Riss II



Legende:

Rot= dick

Blau= mittel

Grün= dünn

Dicke Veneer: ca. 400  $\mu\text{m}$

Standardabweichung: 80  $\mu\text{m}$  = 20 %

Abbildung 5-4: Exemplarische 3D-Vermessung IPS Empress CAD Kauflächenveneer mit Hilfe eines MikroCTs und 3D-Distanztransformation (Kunzelmann)

## Ergebnisse

---

Probe	Gruppe	Dicke	Zyklen	Status	Last in N
1	2	0,3-0,5	10	0	50
2	2	0,3-0,5	10	0	50
3	2	0,3-0,5	10	0	50
4	2	0,3-0,5	10	0	50
5	2	0,3-0,5	10	0	50
6	2	0,3-0,5	10	0	50
7	2	0,3-0,5	10	0	50
8	2	0,3-0,5	10	0	50
9	2	0,3-0,5	10	0	50
10	2	0,3-0,5	10	0	50
11	2	0,3-0,5	10	0	50
12	2	0,3-0,5	10	0	50
13	2	0,3-0,5	10	0	50
14	2	0,3-0,5	10	0	50
15	2	0,3-0,5	10	0	50
16	2	0,3-0,5	10	0	50
17	2	0,3-0,5	10	0	50
18	2	0,3-0,5	10	0	50
19	2	0,3-0,5	10	0	50
20	2	0,3-0,5	10	0	50
1	2	0,3-0,5	100	0	50
2	2	0,3-0,5	100	0	50
3	2	0,3-0,5	100	0	50
4	2	0,3-0,5	100	0	50
5	2	0,3-0,5	100	0	50
6	2	0,3-0,5	100	0	50
7	2	0,3-0,5	100	0	50
8	2	0,3-0,5	100	0	50
9	2	0,3-0,5	100	0	50
10	2	0,3-0,5	100	0	50
11	2	0,3-0,5	100	0	50
12	2	0,3-0,5	100	0	50
13	2	0,3-0,5	100	0	50
14	2	0,3-0,5	100	0	50
15	2	0,3-0,5	100	0	50
16	2	0,3-0,5	100	0	50
17	2	0,3-0,5	100	0	50
18	2	0,3-0,5	100	0	50
19	2	0,3-0,5	100	0	50
20	2	0,3-0,5	100	0	50
1	2	0,3-0,5	1000	0	50
2	2	0,3-0,5	1000	0	50
3	2	0,3-0,5	1000	0	50
4	2	0,3-0,5	1000	0	50
5	2	0,3-0,5	1000	0	50
6	2	0,3-0,5	1000	0	50
7	2	0,3-0,5	1000	0	50
8	2	0,3-0,5	1000	0	50
9	2	0,3-0,5	1000	0	50
10	2	0,3-0,5	1000	0	50
11	2	0,3-0,5	1000	0	50
12	2	0,3-0,5	1000	0	50
13	2	0,3-0,5	1000	0	50
14	2	0,3-0,5	1000	0	50
15	2	0,3-0,5	1000	0	50
16	2	0,3-0,5	1000	0	50
17	2	0,3-0,5	1000	0	50
18	2	0,3-0,5	1000	0	50
19	2	0,3-0,5	1000	0	50
20	2	0,3-0,5	1000	0	50

1	2	0,3-0,5	10000	0	50
2	2	0,3-0,5	10000	0	50
3	2	0,3-0,5	10000	0	50
4	2	0,3-0,5	10000	0	50
5	2	0,3-0,5	10000	0	50
6	2	0,3-0,5	10000	0	50
7	2	0,3-0,5	10000	0	50
8	2	0,3-0,5	10000	0	50
9	2	0,3-0,5	10000	0	50
10	2	0,3-0,5	10000	0	50
11	2	0,3-0,5	10000	0	50
12	2	0,3-0,5	10000	0	50
13	2	0,3-0,5	10000	0	50
14	2	0,3-0,5	10000	0	50
15	2	0,3-0,5	10000	0	50
16	2	0,3-0,5	10000	0	50
17	2	0,3-0,5	10000	0	50
18	2	0,3-0,5	10000	0	50
19	2	0,3-0,5	10000	0	50
20	2	0,3-0,5	10000	0	50
1	2	0,3-0,5	100000	0	50
2	2	0,3-0,5	100000	0	50
3	2	0,3-0,5	100000	0	50
4	2	0,3-0,5	100000	0	50
5	2	0,3-0,5	100000	0	50
6	2	0,3-0,5	100000	0	50
7	2	0,3-0,5	100000	0	50
8	2	0,3-0,5	100000	0	50
9	2	0,3-0,5	100000	0	50
10	2	0,3-0,5	100000	0	50
11	2	0,3-0,5	100000	0	50
12	2	0,3-0,5	100000	0	50
13	2	0,3-0,5	100000	0	50
14	2	0,3-0,5	100000	0	50
15	2	0,3-0,5	100000	0	50
16	2	0,3-0,5	100000	0	50
17	2	0,3-0,5	100000	0	50
18	2	0,3-0,5	100000	0	50
19	2	0,3-0,5	100000	0	50
20	2	0,3-0,5	100000	0	50
1	2	0,3-0,5	1000000	0	50
2	2	0,3-0,5	1000000	0	50
3	2	0,3-0,5	1000000	0	50
4	2	0,3-0,5	1000000	0	50
5	2	0,3-0,5	1000000	0	50
6	2	0,3-0,5	1000000	0	50
7	2	0,3-0,5	1000000	0	50
8	2	0,3-0,5	1000000	0	50
9	2	0,3-0,5	1000000	0	50
10	2	0,3-0,5	1000000	0	50
11	2	0,3-0,5	1000000	0	50
12	2	0,3-0,5	1000000	0	50
13	2	0,3-0,5	1000000	0	50
14	2	0,3-0,5	1000000	0	50
15	2	0,3-0,5	1000000	0	50
16	2	0,3-0,5	1000000	0	50
17	2	0,3-0,5	1000000	0	50
18	2	0,3-0,5	1000000	0	50
19	2	0,3-0,5	1000000	0	50
20	2	0,3-0,5	1000000	0	50

Tabelle 5-8: Ergebnisse der Hauptversuche mit klinisch relevanten Prüfkörpern auf humanen Zähnen, IPS e.max CAD, 0,3 - 0,5 mm, Last 50 N



## Ergebnisse

---

Probe	Gruppe	Dicke	Zyklen	Status	Last in N
1	3	0,3-0,5	10	0	50
2	3	0,3-0,5	10	0	50
3	3	0,3-0,5	10	0	50
4	3	0,3-0,5	10	0	50
5	3	0,3-0,5	10	0	50
6	3	0,3-0,5	10	0	50
7	3	0,3-0,5	10	0	50
8	3	0,3-0,5	10	0	50
9	3	0,3-0,5	10	0	50
10	3	0,3-0,5	10	0	50
11	3	0,3-0,5	10	0	50
12	3	0,3-0,5	10	0	50
13	3	0,3-0,5	10	0	50
14	3	0,3-0,5	10	0	50
15	3	0,3-0,5	10	0	50
16	3	0,3-0,5	10	0	50
17	3	0,3-0,5	10	0	50
18	3	0,3-0,5	10	0	50
19	3	0,3-0,5	10	0	50
20	3	0,3-0,5	10	0	50
1	3	0,3-0,5	100	0	50
2	3	0,3-0,5	100	0	50
3	3	0,3-0,5	100	0	50
4	3	0,3-0,5	100	0	50
5	3	0,3-0,5	100	0	50
6	3	0,3-0,5	100	0	50
7	3	0,3-0,5	100	0	50
8	3	0,3-0,5	100	0	50
9	3	0,3-0,5	100	0	50
10	3	0,3-0,5	100	0	50
11	3	0,3-0,5	100	0	50
12	3	0,3-0,5	100	0	50
13	3	0,3-0,5	100	0	50
14	3	0,3-0,5	100	0	50
15	3	0,3-0,5	100	0	50
16	3	0,3-0,5	100	0	50
17	3	0,3-0,5	100	0	50
18	3	0,3-0,5	100	0	50
19	3	0,3-0,5	100	0	50
20	3	0,3-0,5	100	0	50
1	3	0,3-0,5	1000	0	50
2	3	0,3-0,5	1000	0	50
3	3	0,3-0,5	1000	0	50
4	3	0,3-0,5	1000	0	50
5	3	0,3-0,5	1000	0	50
6	3	0,3-0,5	1000	0	50
7	3	0,3-0,5	1000	0	50
8	3	0,3-0,5	1000	0	50
9	3	0,3-0,5	1000	0	50
10	3	0,3-0,5	1000	0	50
11	3	0,3-0,5	1000	0	50
12	3	0,3-0,5	1000	0	50
13	3	0,3-0,5	1000	0	50
14	3	0,3-0,5	1000	0	50
15	3	0,3-0,5	1000	0	50
16	3	0,3-0,5	1000	0	50
17	3	0,3-0,5	1000	0	50
18	3	0,3-0,5	1000	0	50
19	3	0,3-0,5	1000	0	50
20	3	0,3-0,5	1000	0	50

## Ergebnisse

1	3	0,3-0,5	10000	0	50
2	3	0,3-0,5	10000	0	50
3	3	0,3-0,5	10000	0	50
4	3	0,3-0,5	10000	0	50
5	3	0,3-0,5	10000	0	50
6	3	0,3-0,5	10000	0	50
7	3	0,3-0,5	10000	0	50
8	3	0,3-0,5	10000	0	50
9	3	0,3-0,5	10000	0	50
10	3	0,3-0,5	10000	0	50
11	3	0,3-0,5	10000	0	50
12	3	0,3-0,5	10000	0	50
13	3	0,3-0,5	10000	0	50
14	3	0,3-0,5	10000	0	50
15	3	0,3-0,5	10000	0	50
16	3	0,3-0,5	10000	0	50
17	3	0,3-0,5	10000	0	50
18	3	0,3-0,5	10000	0	50
19	3	0,3-0,5	10000	0	50
20	3	0,3-0,5	10000	0	50
1	3	0,3-0,5	100000	0	50
2	3	0,3-0,5	100000	0	50
3	3	0,3-0,5	100000	0	50
4	3	0,3-0,5	100000	0	50
5	3	0,3-0,5	100000	0	50
6	3	0,3-0,5	100000	0	50
7	3	0,3-0,5	100000	0	50
8	3	0,3-0,5	100000	0	50
9	3	0,3-0,5	100000	0	50
10	3	0,3-0,5	100000	0	50
11	3	0,3-0,5	100000	0	50
12	3	0,3-0,5	100000	0	50
13	3	0,3-0,5	100000	0	50
14	3	0,3-0,5	100000	0	50
15	3	0,3-0,5	100000	0	50
16	3	0,3-0,5	100000	0	50
17	3	0,3-0,5	100000	0	50
18	3	0,3-0,5	100000	1	50
19	3	0,3-0,5	100000	0	50
20	3	0,3-0,5	100000	0	50
1	3	0,3-0,5	1000000	0	50
2	3	0,3-0,5	1000000	0	50
3	3	0,3-0,5	1000000	0	50
4	3	0,3-0,5	1000000	0	50
5	3	0,3-0,5	1000000	0	50
6	3	0,3-0,5	1000000	0	50
7	3	0,3-0,5	1000000	0	50
8	3	0,3-0,5	1000000	0	50
9	3	0,3-0,5	1000000	0	50
10	3	0,3-0,5	1000000	0	50
11	3	0,3-0,5	1000000	0	50
12	3	0,3-0,5	1000000	0	50
13	3	0,3-0,5	1000000	0	50
14	3	0,3-0,5	1000000	0	50
15	3	0,3-0,5	1000000	0	50
16	3	0,3-0,5	1000000	0	50
17	3	0,3-0,5	1000000	0	50
18	3	0,3-0,5	1000000	1	50
19	3	0,3-0,5	1000000	0	50
20	3	0,3-0,5	1000000	0	50

Tabelle 5-9: Ergebnisse der Hauptversuche mit klinisch relevanten Prüfkörpern auf humanen Zähnen, Lava Ultimate CAD/CAM, 0,3 - 0,5 mm, Last 50 N

Wie aus Tabelle 5-8 zu entnehmen ist, überlebten alle Kauflächenveneers aus IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)  $10^6$  Zyklen ohne Fraktur, wohingegen ein Kachflächenveneer aus Lava Ultimate CAD/CAM (3M ESPE, Seefeld) nach  $10^5$  Zyklen frakturierte (siehe Tabelle 5-9).

Proben-Nr.	Fraktur	Überlebenszeit $t_i$	$n_i$	$d_i$	Kaplan-Meier Schätzer $\hat{S}(t_i)$
18	Ja	$10^5$	20	1	$19/20 = 95 \%$
1	Nein	$10^6$	19		
2	Nein	$10^6$			
3	Nein	$10^6$			
4	Nein	$10^6$			
5	Nein	$10^6$			
6	Nein	$10^6$			
7	Nein	$10^6$			
8	Nein	$10^6$			
9	Nein	$10^6$			
10	Nein	$10^6$			
11	Nein	$10^6$			
12	Nein	$10^6$			
13	Nein	$10^6$			
14	Nein	$10^6$			
15	Nein	$10^6$			
16	Nein	$10^6$			
17	Nein	$10^6$			
19	Nein	$10^6$			
20	Nein	$10^6$			

Tabelle 5-10: Kaplan-Meier Schätzer, klinisch relevante Prüfkörper Lava Ultimate CAD/CAM, 0,3 - 0,5 mm, Last 50 N

Der Kaplan-Meier Schätzer für Kauflächenveneers aus Lava Ultimate CAD/CAM (3M ESPE, Seefeld) liegt nach  $10^5$  Zyklen bei 95 % (siehe Tabelle 5-10).

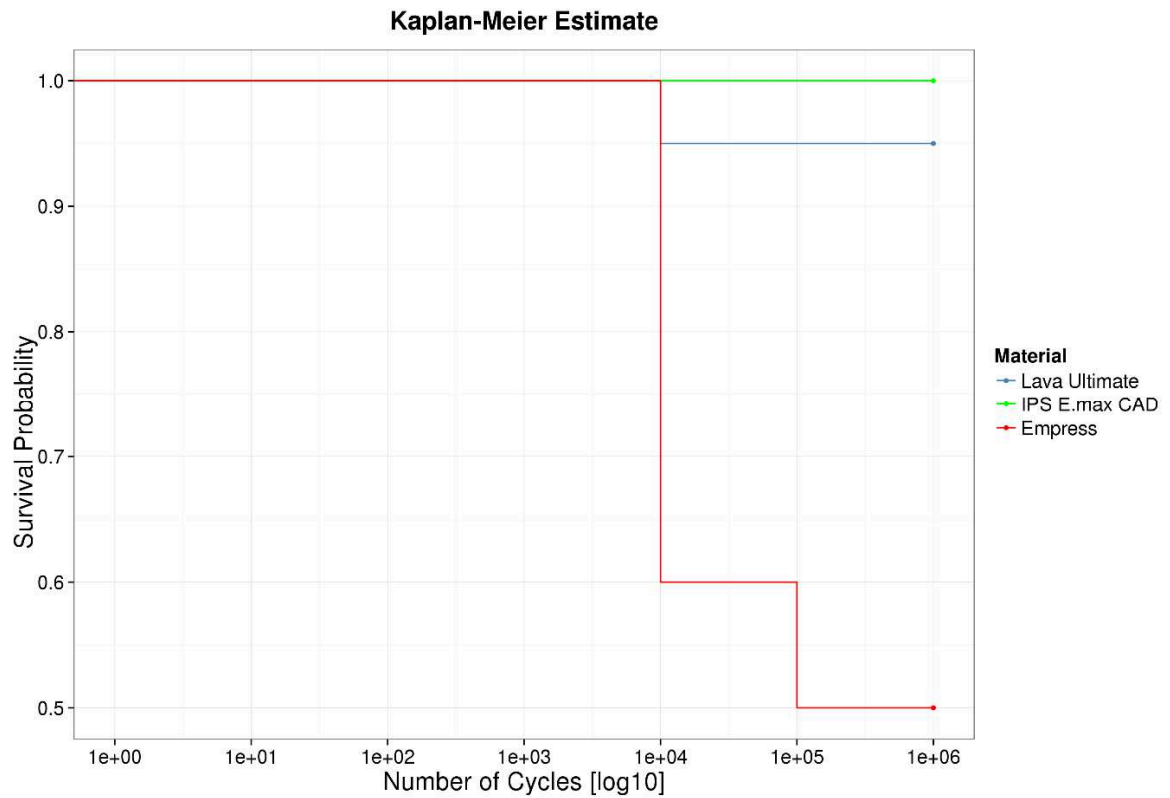


Abbildung 5-5: Graphisch dargestellter Kaplan-Meier Schätzer

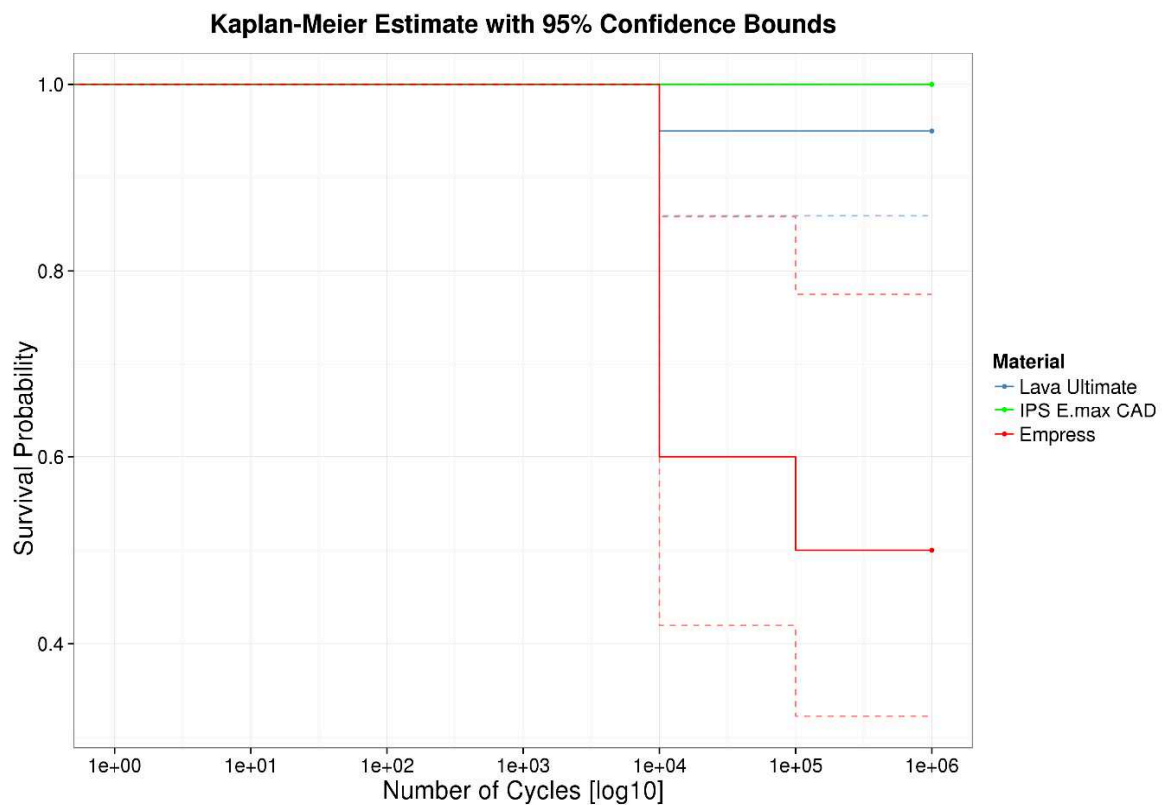


Abbildung 5-6: Graphisch dargestellter Kaplan-Meier Schätzer mit 95 %-Konfidenzintervall

Abbildung 5-2 zeigt die graphische Darstellung des Kaplan-Meier Schätzers aller drei getesteten Materialien ohne Konfidenzintervall. Abbildung 5-3 stellt das 95%-Konfidenzintervall mit dar.

In der folgenden Tabelle werden die Ergebnisse der klinisch relevanten Prüfkörper aus IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) nach Kausimulation mit 100 N Belastung dargestellt. Alle 20 Kauflächenveneers überlebten  $10^6$  Zyklen ohne Fraktur.

## Ergebnisse

---

Probe	Gruppe	Dicke	Zyklen	Status	Last in N
1	2	0,3-0,5	10	0	100
2	2	0,3-0,5	10	0	100
3	2	0,3-0,5	10	0	100
4	2	0,3-0,5	10	0	100
5	2	0,3-0,5	10	0	100
6	2	0,3-0,5	10	0	100
7	2	0,3-0,5	10	0	100
8	2	0,3-0,5	10	0	100
9	2	0,3-0,5	10	0	100
10	2	0,3-0,5	10	0	100
11	2	0,3-0,5	10	0	100
12	2	0,3-0,5	10	0	100
13	2	0,3-0,5	10	0	100
14	2	0,3-0,5	10	0	100
15	2	0,3-0,5	10	0	100
16	2	0,3-0,5	10	0	100
17	2	0,3-0,5	10	0	100
18	2	0,3-0,5	10	0	100
19	2	0,3-0,5	10	0	100
20	2	0,3-0,5	10	0	100
1	2	0,3-0,5	100	0	100
2	2	0,3-0,5	100	0	100
3	2	0,3-0,5	100	0	100
4	2	0,3-0,5	100	0	100
5	2	0,3-0,5	100	0	100
6	2	0,3-0,5	100	0	100
7	2	0,3-0,5	100	0	100
8	2	0,3-0,5	100	0	100
9	2	0,3-0,5	100	0	100
10	2	0,3-0,5	100	0	100
11	2	0,3-0,5	100	0	100
12	2	0,3-0,5	100	0	100
13	2	0,3-0,5	100	0	100
14	2	0,3-0,5	100	0	100
15	2	0,3-0,5	100	0	100
16	2	0,3-0,5	100	0	100
17	2	0,3-0,5	100	0	100
18	2	0,3-0,5	100	0	100
19	2	0,3-0,5	100	0	100
20	2	0,3-0,5	100	0	100
1	2	0,3-0,5	1000	0	100
2	2	0,3-0,5	1000	0	100
3	2	0,3-0,5	1000	0	100
4	2	0,3-0,5	1000	0	100
5	2	0,3-0,5	1000	0	100
6	2	0,3-0,5	1000	0	100
7	2	0,3-0,5	1000	0	100
8	2	0,3-0,5	1000	0	100
9	2	0,3-0,5	1000	0	100
10	2	0,3-0,5	1000	0	100
11	2	0,3-0,5	1000	0	100
12	2	0,3-0,5	1000	0	100
13	2	0,3-0,5	1000	0	100
14	2	0,3-0,5	1000	0	100
15	2	0,3-0,5	1000	0	100
16	2	0,3-0,5	1000	0	100
17	2	0,3-0,5	1000	0	100
18	2	0,3-0,5	1000	0	100
19	2	0,3-0,5	1000	0	100
20	2	0,3-0,5	1000	0	100

1	2	0,3-0,5	10000	0	100
2	2	0,3-0,5	10000	0	100
3	2	0,3-0,5	10000	0	100
4	2	0,3-0,5	10000	0	100
5	2	0,3-0,5	10000	0	100
6	2	0,3-0,5	10000	0	100
7	2	0,3-0,5	10000	0	100
8	2	0,3-0,5	10000	0	100
9	2	0,3-0,5	10000	0	100
10	2	0,3-0,5	10000	0	100
11	2	0,3-0,5	10000	0	100
12	2	0,3-0,5	10000	0	100
13	2	0,3-0,5	10000	0	100
14	2	0,3-0,5	10000	0	100
15	2	0,3-0,5	10000	0	100
16	2	0,3-0,5	10000	0	100
17	2	0,3-0,5	10000	0	100
18	2	0,3-0,5	10000	0	100
19	2	0,3-0,5	10000	0	100
20	2	0,3-0,5	10000	0	100
1	2	0,3-0,5	100000	0	100
2	2	0,3-0,5	100000	0	100
3	2	0,3-0,5	100000	0	100
4	2	0,3-0,5	100000	0	100
5	2	0,3-0,5	100000	0	100
6	2	0,3-0,5	100000	0	100
7	2	0,3-0,5	100000	0	100
8	2	0,3-0,5	100000	0	100
9	2	0,3-0,5	100000	0	100
10	2	0,3-0,5	100000	0	100
11	2	0,3-0,5	100000	0	100
12	2	0,3-0,5	100000	0	100
13	2	0,3-0,5	100000	0	100
14	2	0,3-0,5	100000	0	100
15	2	0,3-0,5	100000	0	100
16	2	0,3-0,5	100000	0	100
17	2	0,3-0,5	100000	0	100
18	2	0,3-0,5	100000	0	100
19	2	0,3-0,5	100000	0	100
20	2	0,3-0,5	100000	0	100
1	2	0,3-0,5	1000000	0	100
2	2	0,3-0,5	1000000	0	100
3	2	0,3-0,5	1000000	0	100
4	2	0,3-0,5	1000000	0	100
5	2	0,3-0,5	1000000	0	100
6	2	0,3-0,5	1000000	0	100
7	2	0,3-0,5	1000000	0	100
8	2	0,3-0,5	1000000	0	100
9	2	0,3-0,5	1000000	0	100
10	2	0,3-0,5	1000000	0	100
11	2	0,3-0,5	1000000	0	100
12	2	0,3-0,5	1000000	0	100
13	2	0,3-0,5	1000000	0	100
14	2	0,3-0,5	1000000	0	100
15	2	0,3-0,5	1000000	0	100
16	2	0,3-0,5	1000000	0	100
17	2	0,3-0,5	1000000	0	100
18	2	0,3-0,5	1000000	0	100
19	2	0,3-0,5	1000000	0	100
20	2	0,3-0,5	1000000	0	100

Tabelle 5-11: Ergebnisse der Hauptversuche mit klinisch relevanten Prüfkörpern auf humanen Zähnen, IPS e.max CAD, 0,3 - 0,5 mm, Last 100 N

### **5.3 Lokalisation der Fraktur**

Die Fraktur bzw. der Sprung war in allen Fällen im Kontaktpunkt des Antagonisten lokalisiert.



## **6. Diskussion**

Ziel dieser Studie war es, Kauflächenveneers aus Keramik mit einer geringeren Schichtstärke als vom Hersteller gefordert herzustellen und im Kausimulator die Überlebenswahrscheinlichkeit dieser zu testen.

Vor Beginn der Studie wurde erwartet, dass bei Befolgung der Präparationsrichtlinien, adäquater Befestigung und materialspezifischer Bearbeitung der Restaurationen die vom Hersteller geforderte Materialschichtstärke unterschritten werden kann.

### **6.1 Diskussion der Methodik**

#### **6.1.1 In-vitro-Untersuchung**

In der Zahnmedizin werden neue Materialien oder eine Verwendung alter Materialien unter anderen Voraussetzungen häufig in Form von In-vitro-Untersuchungen getestet. In-vitro-Untersuchungen sind kostengünstig, jederzeit reproduzierbar, und es besteht die Möglichkeit innerhalb kurzer Zeit lange klinische Zeiträume zu simulieren. Im Gegensatz zu In-vivo-Untersuchungen benötigt man bei In-vitro-Untersuchungen keine Probanden, und es besteht nicht die Gefahr Gewebe oder Organismen zu schädigen.

Durch die Verwendung eines Kausimulators in einer In-vitro-Studie können die Bedingungen des Mundmilieus, wie die Anwesenheit eines wässrigen Mediums und die zyklische Kaubelastung, simuliert werden. Daraus resultieren exakte Aussagen über das zu erwartenden In-vivo-Verhalten der Werkstoffe (DeLong and Douglas, 1983).

### 6.1.2 Zahnauswahl

Um klinische Bedingungen in einer experimentellen Studie zu simulieren, sollten Einflussfaktoren wie Präparationsform, Befestigung des Zahnersatzes und die Morphologie des Stumpfes, konstant gehalten werden. Diese sollten sinnvollerweise vorher definiert und standardisiert werden.

Während der Erarbeitung der Methodik stellte sich die Frage der Zahnauswahl. Es galt zu diskutieren, ob standardisierte künstlich hergestellte Zähne aus Kunststoff (Schneemann *et al.*, 2005) oder natürliche Zähne für die Versuche verwendet werden sollten.

Bei der Verwendung von normierten, künstlich hergestellten Zähnen wird die Morphologie des Stumpfes konstant gehalten und somit die Streuung minimiert. Jedoch kommt es durch dieses Verfahren zu einer Limitation des Substrates, d.h. durch künstlich hergestellte Zähne aus Kunststoff kann man lediglich Dentin imitieren. Der Elastizitätsmodul von natürlichem Dentin wird in der Literatur mit 5,2 - 23 GPa beschrieben (Scherrer and de Rijk, 1993; Craig, 1979). Die Module von Kompositen sind abhängig von der Art des Komposites und liegen zwischen 0,3 GPa und 15,8 GPa (Ilie *et al.*, 2005).

Somit kann Dentin gut durch ein Komposit imitiert werden, wohingegen Schmelz einen E-Modulwert von 86 GPa (Willems *et al.*, 1993) aufweist und folglich nicht durch Komposit imitierbar ist.

Für die Verwendung natürlicher Zähne spricht die klinisch relevante Substrat-Kombination. Die Restaurationen können sowohl auf Schmelz als auch auf Dentin befestigt werden. Einen Nachteil stellt die Formenvielfalt der natürlichen Zähne dar. Jedoch trifft die Formenvielfalt auch in der Klinik zu, wodurch die Versuche den klinischen Bedingungen angepasster sind. Aus diesen Gründen wurden die Versuche mit natürlichen Zähnen durchgeführt.

Bei der Verwendung natürlicher Zähne muss zwischen bovinen und humanen Zähnen differenziert werden.

Bovine Zähne weisen im Unterschied zu humanen Zähnen ein enorm großes Pulpenkavum auf, das zu einer Schwächung des präparierten Rinderzahnes führt. Nach Schilke *et al.* können humanes und bovines Dentin verglichen werden (Schilke *et al.*, 1999), jedoch unterscheiden sich die oberflächlichen von den tiefliegenden bovinen Dentinschichten. So weist das pulpanahe Dentin der Rinderzähne eine geringere Dentindichte und weniger intertubuläres Dentin auf, was zu einer geringeren Haftfestigkeit von Adhäsiven in den tiefliegenden bovinen Dentinschichten führt (Nakamichi *et al.*, 1983).

Zur Erarbeitung der Methodik wurden in den Vorversuchen Rinderzähne verwendet. Um im weiteren Verlauf der Studie klinische Bedingungen exakter zu simulieren, wurden für die Hauptversuche humane Zähne verwendet.

### **6.1.3 Auswahl der Werkstoffe**

Als zu untersuchende Werkstoffe wurden drei gängige Restaurationsmaterialien gewählt. Es handelt sich um zwei verschiedene Dentalkeramiken und ein für CAD/CAM optimiertes Kompositmaterial, die alle mit dem Cerec Schleifsystem (Sirona Dental GmbH, Wals, Österreich) bearbeitet, anschließend adhäsiv befestigt werden können und für Inlays, Onlays, Veneers und Kronen indiziert sind. Unterschiedliche Angaben findet man bezüglich der Materialmindestschichtstärken der Inlays, Onlays, Veneers und Kronen.

Der Verarbeitungsanleitung von IPS Empress CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) ist zu entnehmen, dass der Hersteller für Inlays, Onlays und Kronen im Fissurenbereich eine Präparationstiefe von 1,5 mm und bei Höckerüberkappung 2 mm Materialschichtstärke empfiehlt. Lediglich

Veneers benötigen eine zervikale Schichtstärke von 0,6 mm und eine labiale Schichtstärke von 0,7 mm (Ivoclar Vivadent, 2006).

Für Veneers aus IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) empfiehlt der Hersteller die gleichen Schichtstärken wie für Veneers aus IPS Empress CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein). Inlays und Onlays müssen nach Herstellerangaben sowohl im Fissurenbereich als auch im Bereich der Höckerüberkappung eine Präparationstiefe von mindestens 1 mm aufweisen, wohingegen Teil- und Seitenzahnkronen in beiden Bereichen um mindestens 1,5 mm reduziert werden müssen (Ivoclar Vivadent, 2009).

Im Leitfaden von Lava Ultimate CAD/CAM (3M ESPE, Seefeld) sind sowohl für den Fissurenbereich als auch im Bereich der Höckerüberkappung für Inlays, Onlays und Kronen eine Materialmindestschichtstärke von 1,5 mm angegeben. Lediglich Veneers benötigen eine zervikale Mindestschichtstärke von 0,4 mm und eine labiale von 0,6 mm (3M Espe, 2012).

Da alle drei Werkstoffe unter denselben Bedingungen verarbeitet werden können, ähnliche Mindestschichtstärken vom Hersteller gefordert werden und es drei gängige und viel verwendete Restaurationsmaterialien sind, eignen sie sich optimal für diese Studie.

### **6.1.4 Präparationsform**

Um die klinische Situation eines Abrasionsgebisses zu imitieren, wurden die Zähne soweit präpariert, bis das Dentin großflächig frei lag. Da Dentin einen kleineren Elastizitätsmodul als Schmelz besitzt (Craig, 1979; Scherrer and de Rijk, 1993; Willems *et al.*, 1993) und somit eine Fraktur der Restauration wahrscheinlicher bei Befestigung auf freiliegendem Dentin ist, wurde diese Präparationsform gewählt.

Zu Beginn der Studie sollten im Sinne eines vollfaktoriellen Designs Proben mit einer Schichtstärke von 1,5 mm, 1,0 mm und 0,5 mm untersucht werden.

Bewusst wurden die ersten Proben mit einer Schichtstärke von 0,5 mm hergestellt und getestet. Da diese Proben alle Versuche überlebten, war es nicht mehr erforderlich die anderen Gruppen zu testen.

### **6.1.5 Unterschiede zwischen hochstandardisierten und klinisch relevanten Prüfkörpern**

Zu Beginn der Studie wurde anhand hochstandardisierter Prüfkörper das Ermüdungsverhalten der Werkstoffe getestet. Dadurch konnte die Verarbeitungsweise sowie das Verhalten der Werkstoffe im Kausimulator getestet und die Methodik der Studie weiterentwickelt werden. Nachdem gezeigt wurde, dass die hochstandardisierten Prüfkörper aus IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) und IPS Empress CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) eine Überlebenswahrscheinlichkeit von 100 % aufweisen, sollten die Bedingungen an die Klinik angepasst werden.

Werden die mit der Zahnoberfläche verklebten hochstandardisierten Prüfkörper von okklusal belastet, so treten an der verklebten Seite der Keramik im Bereich der Belastung Zugspannungen und an der okklusal liegenden Keramikoberfläche Druckspannungen auf (Geis-Gerstorfer and Kanjantra, 1992). Die Belastung ist bei einer planen Restauration, so wie es die hochstandardisierten Prüfkörper darstellen, nur punktuell. Um die klinischen Bedingungen besser zu simulieren, wurden im zweiten Teil der Studie statt planer Restaurationen anatomisch gestaltete Kauflächenveneers im Kausimulator getestet. Der Kontaktpunkt des kugelförmigen Antagonisten lag in der Zentralfissur der Restauration, wodurch eine Belastung in der Fissur sowie an den angrenzenden Höckern gegeben war und folglich an diesen Punkten Zugspannungen auf der Unterseite und Druckspannungen auf der Außenseite der Keramik entstanden. Die Kräfte der Zug- und Druckspannungen wirken nicht wie bei der Belastung der

hochstandardisierten Prüfkörper nach unten, sondern auch in Richtung der Höcker und sind somit mit klinischen Bedingungen zu vergleichen.

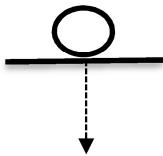


Abbildung 6-1: Antagonist trifft auf hochstandardisierten Prüfkörper

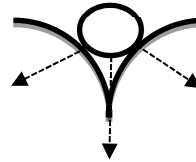


Abbildung 6-2: Antagonist trifft auf klinisch relevanten Prüfkörper

### 6.1.6 Kausimulation

Zur Simulation des menschlichen Kauorgans, wurden die Proben im Kausimulator getestet. Der Kausimulator besteht aus 8 Kammern, die durch einen Plexiglaszylinder begrenzt sind. Um das stets wässrige Mundmilieu nachzuahmen, lagerten die Proben 24 h vor Versuchsbeginn und während der zyklischen Kaubelastung im Kausimulator in bidestilliertem Wasser.

Alle Proben durchliefen im Kausimulator 1 Mio Zyklen mit einer Frequenz von 1 Hz, wobei die Prüfkörper nach  $10^1$ ,  $10^2$ ,  $10^3$ ,  $10^4$ ,  $10^5$  und  $10^6$  Zyklen auf eine Fraktur bzw. eine Riss untersucht wurden.

Belastet wurden die Proben im ersten Versuchsteil mit 50 N und im zweiten Versuchsteil mit 100 N. Bei der Belastung mit 50 N wurden 8 Proben gleichzeitig getestet, wohingegen bei doppelter Belastung die Probenanzahl halbiert wurde.

Nach den Literaturangaben korreliert eine einjährige Tragedauer einer Restauration mit ca. 240000 Zyklen im Kausimulator. Demnach basieren viele Studien auf einer Belastung im Kausimulator über 1,2 Mio Zyklen, was einer fünfjährigen Tragedauer entspricht (Krejci *et al.*, 1990). Rosentritt *et al* hingegen fanden in einer in-vivo-Untersuchung heraus, dass der Mensch 4

Mio Kauzyklen in fünf Jahren ausführt, was 800000 Zyklen pro Jahr entspricht (Rosentritt *et al.*, 2006). Bei diesen Angaben handelt es sich jedoch nur um Abschätzungen.

Zur Kaukraft des Menschen gibt es in der Literatur verschiedene Angaben. Die durchschnittliche Kaukraft variiert zwischen 11 - 150 N, wobei Kraftspitzen im anterioren Bereich von bis zu 200 N und im posterioren Bereich von bis zu 300 N dokumentiert sind. Bei Bruxismus treten Kräfte bis 1000 N auf (Krejci *et al.*, 1990; Körber and Ludwig, 1983).

Da in den meisten Studien, die vollkeramische Restaurationen untersuchen, die Proben mit 50 N belastet werden, wurde diese Kraft auch in dieser Studie gewählt. Um jedoch die Bruchfestigkeit der Keramik zu reduzieren (Rosentritt *et al.*, 2006), wurde die Kaukraft in einem zweiten Versuchsteil auf 100 N erhöht.

Während der Studie durchlief der Kausimulator  $10^6$  Zyklen mit einer Frequenz von 1 Hz. Demnach dauerte es ca. 12 Tage um eine Versuchsgruppe im Kausimulator zu testen. Durch die regelmäßige Sprunganalyse verlängerte sich die Zeit auf ca. 14 Tage pro Versuchsgruppe. Da bei 50 N Belastung 8 Proben und bei 100 N lediglich 4 Proben gleichzeitig getestet werden konnten, mussten insgesamt 17 Durchläufe im Kausimulator gestartet werden.

### **6.1.7 Beurteilung des Versagenskriteriums**

Klinisch wird das Versagen einer Restauration durch einen Bruch der Restauration und Verlust des Fragments beschrieben. Bei adhäsiver Befestigung kann jedoch das Fragment trotz Sprung noch lange am Ort verbleiben. Der Verlust eines Fragments erfolgt demnach in zwei Phasen. Zuerst kommt es zu einer Fraktur der Keramik und anschließend zum „Debonding“. Die zweite Phase kann unmittelbar nach der ersten Phase oder erst nach unbestimmter Zeit eintreten.

In dieser Studie galt bereits die Keramikfraktur, die durch eine Sprunganalyse mit Seitenlicht erfasst wurde, als Versagenskriterium. Durch das Eindringen von Luft in den Spalt ändert sich die Lichtausbreitung und wird somit als Sprung sichtbar. Die Sprunganalyse gilt als hartes Kriterium für den Verlust einer Restauration.

Während die Proben in den Probenkammern des Kausimulators befestigt waren, wurden diese nach  $10^1, 10^2, 10^3, 10^4, 10^5$  und  $10^6$  Zyklen seitlich mit einer LED Lampe beleuchtet und auf einen Sprung oder eine Fraktur untersucht.

Da die Proben nicht bewegt wurden, konnte gewährleistet werden, dass der Antagonist die Probe immer an der gleichen Stelle belastet.

## **6.2 Diskussion der Ergebnisse**

### **6.2.1 Auswertung**

Die Auswertung der Ergebnisse erfolgte nach der Überlebenszeitanalyse nach Kaplan-Meier. Anhand dieser Methode kann die Wahrscheinlichkeit, ob zu einem bestimmten Zeitpunkt  $t$  das Ereignis stattfindet, errechnet werden.

Wichtiges Kriterium bei der Auswahl der Kaplan-Meier Methode für diese Studie war die Möglichkeit, dass für jedes Zeitintervall die Überlebenswahrscheinlichkeit errechnet werden kann (Ziegler *et al.*, 2007). Dadurch konnte zwischen dem Eintreffen des Versagenskriteriums und dem Zeitpunkt des Eintreffens differenziert werden. Außerdem konnten die verschiedenen Zeitpunkte, an denen die Proben innerhalb einer Gruppe frakturierten, dargestellt werden.



### 6.2.2 Ergebnisse der Vorversuche

In den Vorversuchen wurden 0,5 mm dicke hochstandardisierte Prüfkörper aus IPS Empress CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) adhäsiv auf das großflächig freiliegende Dentin von Rinderzähnen befestigt und im Kausimulator mit einer Belastung von 50 N getestet. Insgesamt frakturierten 7 von 8 Proben, 6 Proben frakturierten nach  $10^4$  Zyklen und eine weitere nach insgesamt  $10^5$  Zyklen.

Die Ergebnisse der Vorversuche können durch zwei verschiedenen Thesen erklärt werden.

Die erste These beschreibt die Schwächung des präparierten Rinderzahnes aufgrund des großen Pulpenkavums und der dünnen Dentinschicht.

Nach Literaturangaben können humanes und bovines Dentin verglichen werden (Schilke *et al.*, 1999), woraus die Annahme eines ähnlich niedrigen Elastizitätsmoduls resultiert, der zwischen 5,2 und 23 GPa liegt (Scherrer and de Rijk, 1993; Craig, 1979). Es ist daher nur eine geringe Krafteinwirkung nötig, um eine elastische Verformung des Dentins hervorzurufen. Durch das im Vergleich zu humanen Zähnen sehr große Pulpenkavum, entsteht bei okklusaler Belastung eine größere Deformation der bovinen Dentinschicht, als es bei humanen Zähnen mit kleinerem Pulpenkavum der Fall ist. Die mit der Dentinschicht adhäsiv verklebte Restauration zeichnet sich durch einen viel höheren Elastizitätsmodul, der bei 62 GPa liegt, sowie einer Biegezugfestigkeit von 150 MPa bis 200 MPa aus. Es ist also eine größere Krafteinwirkung notwendig, um eine elastische Verformung der Keramik hervorzurufen.

Während der Belastung der Proben durch den kugelförmigen Antagonisten findet eine Durchbiegung des Dentins statt. Gleichzeitig wird die Grenze der elastischen Belastbarkeit der Keramik erreicht, und es entsteht auf der Keramikunterseite eine Zugspannung, die schließlich zur Fraktur der Restauration führt.

Die zweite These basiert auf der Annahme, dass die Haftfestigkeit von Adhäsiven in humanem Dentin keinen signifikanten Unterschied zu der Haftfestigkeit in oberflächlichem bovinem Dentin zeigt. Die tieferen Dentinschichten der Rinderzähne weisen allerdings niedrigere Haftfestigkeitswerte auf (Nakamichi *et al.*, 1983).

Es wird angenommen, dass das oberflächliche Dentin reifer ist als die tiefliegenden Dentinschichten (Sugiyama, 1961; Fusayama *et al.*, 1966). Der mittlere Durchmesser und die Anzahl der Dentintubuli sind in den tieferen Dentinschichten größer und höher als in den Schichten im oberflächlichen Dentin. Daraus resultieren eine geringere Dentindichte und weniger intertubuläres Dentin in pulpanahen Bereichen, die für die geringere Haftfestigkeit von Adhäsiven in tieferen Dentinschichten verantwortlich gemacht werden (Tadokoro, 1959). Aufgrund der geringeren Größe von humanen Zähnen im Vergleich zu Rinderzähnen kann bei humanen Zähnen in pulpanahen Bereichen keine ausreichend große Fläche tiefliegendes, weniger reifes Dentin dargestellt werden.

Bei den Vorversuchen besteht daher die Möglichkeit, dass die Rinderzähne soweit präpariert wurden, dass das tiefliegende, wenig dichte Dentin frei lag und dieses mit der Restauration adhäsiv verbunden wurde. Im Vergleich zu den Proben aus den Hauptversuchen, wofür humane Zähne mit hochstandardisierten Prüfkörpern verwendet wurden, ist die Haftfestigkeit des Verbundes zwischen bovinem Dentin und Keramik geringer als die zwischen humanem Dentin und Keramik. Aufgrund der geringeren Haftfestigkeit resultierten die Frakturen der Keramik in den Vorversuchen, wohingegen die Proben aus humanen Zähnen keine Frakturen aufwiesen.

Die Eigenschaft des unterkritischen Risswachstumes der Keramik erklärt die Tatsache, dass die Proben erst nach  $10^4$  bzw.  $10^5$  Zyklen frakturierten. Durch die Zugspannung auf der Unterseite der Keramik breiten sich Risse langsam aus und führen schließlich bei gleichbleibender Belastung zur Fraktur (Hickel

and Kunzelmann, 1997; Pjetursson *et al.*, 2007). Diese Risse können von herstellungsbedingten Poren oder von oberflächlichen Defekten ausgehen, die durch die Bearbeitung der Oberfläche induziert sind (Hahn and Löst, 1993a).

Es lässt sich also schlussfolgern, dass Rinderzähne für die Studie nicht derart gut geeignet sind wie humane Zähne.

Zur Demonstration der Unterschiede in unterkritischer Rissausbreitung verschiedener Materialien könnten Rinderzähne als extremer Härtestest für beschleunigte Versuche verwendet werden. Voraussetzung dafür ist jedoch die Standardisierung der Restdentindicke.

### **6.2.3 Ergebnisse der Hauptversuche**

#### **6.2.3.1 Hochstandardisierte Prüfkörper**

Hochstandardisierte Prüfkörper aus IPS Empress CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) mit einer Schichtdicke von 0,5 mm und 0,3 mm, sowie 0,3 mm dicke hochstandardisierte Prüfkörper aus IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) wurden bei einer Belastung von 50 N im Kausimulator getestet.

Nach  $10^6$  Zyklen waren alle Proben unbeschadet, es konnten keine Frakturen und Risse in der Keramik nachgewiesen werden.

Unter Punkt 6.2.2 wurden bereits die Thesen aufgeführt, weshalb hochstandardisierte Prüfkörper, die adhäsiv auf großflächig freiliegendem bovinem Dentin befestigt sind, frakturieren und hochstandardisierte Prüfkörper, die adhäsiv auf großflächig freiliegendem humanem Dentin befestigt sind, nicht frakturieren.

### **6.2.3.2 Klinisch relevante Prüfkörper**

In der Gruppe der klinisch relevanten Prüfkörper wurden 0,3 - 0,5 mm dicke Prüfkörper aus IPS Empress CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) sowie Lava Ultimate CAD/CAM (3M ESPE, Seefeld) im Kausimulator mit 50 N belastet. Anschließend folgte noch eine weitere Gruppe aus IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), die mit 100 N im Kausimulator belastet wurde.

Es frakturieren insgesamt 10 von 20 Proben aus IPS Empress CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), davon 8 Proben nach  $10^4$  Zyklen und zwei weitere nach  $10^5$  Zyklen. Eine Restauration aus Lava Ultimate CAD/CAM (3M ESPE, Seefeld) frakturierte nach  $10^5$  Zyklen. Die Proben aus IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) überlebten sowohl die Belastung mit 50 N als auch die mit 100 N.

Die Ergebnisse dieser Studie sind auf die geringe Biegezugfestigkeit von IPS Empress CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) zurückzuführen.

Im Unterschied zu IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), welches zu den mittelfesten Keramiken gehört, zählt die leuzitverstärkte Glaskeramik, die in Form von IPS Empress CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) auf dem Markt ist, zu den Keramiken mit geringer Festigkeit (Kurbad, 2007).

Die geringste Biegezugfestigkeit der drei Werkstoffe liegt im Bereich von 150 MPa bis 200 MPa und ist der Keramik IPS Empress CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) zuzuordnen. Da IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) nach erfolgter Kristallisation mit 360 MPa die höchste Biegezugfestigkeit aufweist (Ivoclar Vivadent, 2009), überlebten alle klinisch relevanten Prüfkörper die Kausimulation mit einer Belastung von 100 N. Dem Werkstoff Lava Ultimate CAD/CAM (3M Espe, Seefeld, Deutschland) ist eine Biegezugfestigkeit von 200 MPa zuzuordnen (3M Espe).

Aufgrund der geringen Biegezugfestigkeit frakturierten bereits während der Herstellung der klinisch relevanten Prüfkörper viele Restaurationen aus IPS Empress CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein). Nach der Belastung im Kausimulator konnte eine Überlebenswahrscheinlichkeit von 50 % ermittelt werden, die im Vergleich zu den anderen Werkstoffen sehr gering ist.

Im Abschnitt 6.1.5 und den Abbildungen 6-1 und 6-2 wurde bereits erörtert, weshalb die hochstandardisierten Prüfkörper aus IPS Empress CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) eine 100 %ige Überlebenswahrscheinlichkeit aufweisen und im Gegensatz dazu 10 von 20 klinisch relevante Prüfkörper aus dem gleichen Material frakturierten. In dieser Studie galt IPS Empress CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) lediglich als Kontrollgruppe zum Vergleich mit klinischen Daten. Als gängiges Restaurationsmaterial wurde IPS Empress CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) von IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) abgelöst.

Die Fraktur einer der Proben aus der Gruppe der klinisch relevanten Prüfkörpern aus Lava Ultimate CAD/CAM (3M Espe, Seefeld, Deutschland) kann durch eine herstellungsbedingte Pore oder eine Luftblase im Befestigungszement erklärt werden, die im Bereich des Kontaktpunktes lag.

Lava Ultimate CAD/CAM (3M Espe, Seefeld, Deutschland) ist ein Komposit und weist einen geringen Elastizitätsmodul auf. Unter Last kommt es zur Deformation und somit zur Spannungsverteilung auf eine größere Kontaktfläche. Die Ergebnisse für dieses Material sind erstaunlich positiv und sollten in zukünftigen Studien weiter untersucht werden. Da Komposite zur Wasseraufnahme neigen und es dadurch zur Hydrolyse der Silane kommen kann, ist es fraglich ob Restaurationen aus Lava Ultimate CAD/CAM (3M Espe, Seefeld, Deutschland) dauerhaft so belastbar bleiben.

Diese Studie zeigt, dass IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) wesentlich belastbarer als IPS Empress CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) ist. Schon während der Probenherstellung zeigte sich, dass dünne Prüfkörper aus IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) wesentlich leichter zu verarbeiten sind. Trotz der extrem harten Versuchsbedingungen, Kausimulation mit 50 N und anschließend 100 N Belastung, überlebten alle Proben aus IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) die Versuche.

Anhand der Ergebnisse dieser Studie stellt sich die Frage wie dünn Restaurationen aus IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) hergestellt und anschließend eingegliedert werden können. In dieser Studie betrug die maximale Schichtdicke der Restauration 0,5 mm. Nach einem Sicherheitszuschlag von 50 - 100 %, sollten Restaurationen mit einer Schichtstärke von 0,75 – 1,0 mm ohne großes Risiko klinisch eingesetzt werden können. Unter Verwendung dieser Daten sollte in Zukunft eine klinische Studie stattfinden.

### **6.2.4 Lokalisation der Fraktur**

Sämtliche Risse bzw. Frakturen lagen im Bereich des Kontaktpunktes. Dies führt zur Annahme, dass sich durch die Belastung an den Kontaktpunkten Fehlstellen gebildet hatten, die aufgrund des unterkritischen Risswachstums zur Fraktur der Restauration führten.

Daraus ist zu schließen, dass eine angegebene Mindestschichtstärke lediglich im Bereich des Kontaktpunktes gegeben sein muss. Außerhalb dieses Punktes ist die Last geringer und die Schichtstärke könnte hier nur durch das Herstellungsverfahren begrenzt sein.

### **7. Zusammenfassung und Schlussfolgerung**

Aufgrund der chemischen Stabilität, der damit in engem Zusammenhang stehenden hohen Biokompatibilität und Ästhetik keramischer Werkstoffe, werden diese häufig in der Zahnmedizin und Medizin verwendet (Marx et al., 2001; Marx, 1993). Nahezu alle Defekte können heutzutage durch eine keramische Restauration versorgt werden. Jedoch können Zahnarzt und Zahntechniker bei der Versorgung eines abraderten Gebisses durch Kauflächenveneers wegen der vom Hersteller geforderten Mindestschichtstärke der Restauration, an die Grenzen der Werkstoffe stoßen. Um zu zeigen, dass keramische Restaurationen auch eine Schichtstärke unter dem vom Hersteller angegebenen Minimalwert aufweisen können, wurde in dieser Studie das Ermüdungsverhalten dreier restaurativer Werkstoffe getestet. Dabei wurden bei der Herstellung der Restaurationen die vom Hersteller geforderten Mindestschichtstärken unterschritten.

Als zu untersuchende Werkstoffe wurden zwei verschiedene Dentalkeramiken, IPS Empress CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) und IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), sowie ein für CAD/CAM optimiertes Kompositmaterial, Lava Ultimate CAD/CAM (3M ESPE, Seefeld), gewählt. Alle Werkstoffe können mit dem CEREC Schleifsystem (Sirona Dental GmbH, Wals, Österreich) verarbeitet werden. Physikalisch unterscheiden sich die Werkstoffe in ihrem Elastizitätsmodul sowie in ihrer Biegezugfestigkeit.

Im Zuge der Vorversuche wurde die Methodik dieser Studie entwickelt. Dazu wurden 0,5 mm dicke, hochstandardisierte Prüfkörper aus IPS Empress CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) mittels Adhäsivtechnik auf großflächig freiliegendes Rinderzahndentin befestigt. Im Kausimulator wurden diese mit 50 N belastet. Ziel war es,  $10^6$  Zyklen ohne sichtbaren Riss der Restauration zu überleben. Die Überlebenswahrscheinlichkeit der ersten Versuchsgruppe liegt bei 12,5 %.

Der Grund für die Fraktur der Restaurationen ist auf die Struktur der Rinderzähne zurückzuführen. Die erste These bezieht sich auf das große Pulpenkavum der Rinderzähne und die geringe Biegezugfestigkeit der Keramik. Während der Belastung durch den kugelförmigen Antagonisten findet eine Durchbiegung des Dentins statt. Gleichzeitig wird die Grenze der elastischen Belastbarkeit der Keramik sowohl durch das höhere Elastizitätsmodul als auch der geringen Biegezugfestigkeit von IPS Empress CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) erreicht. Hierdurch entsteht auf der Keramikunterseite eine Zugspannung, welche schließlich zur Fraktur der Restauration führt.

Die zweite These kann durch die niedrigeren Haftfestigkeitswerte der Adhäsive in den tiefliegenden Dentinschichten der Rinderzähne (Nakamichi et al., 1983) begründet werden.

Im ersten Teil der Hauptversuche überlebten alle hochstandardisierten Prüfkörper aus IPS Empress CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) und IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) die Belastung von 50 N im Kausimulator. Dies ist durch die Struktur der humanen Zähne im Vergleich zu den bovinen Zähnen zu begründen. Neben dem kleineren Pulpenkavum der humanen Zähne sind die Haftfestigkeitswerte der Adhäsive im oberflächlichen Dentin höher, in dem aufgrund der Größe der Zähne die Befestigungsfläche liegt.

Im zweiten Teil der Hauptversuche wurden klinisch relevante Prüfkörper aus IPS Empress CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) und Lava Ultimate CAD/CAM (3M ESPE, Seefeld) hergestellt. Die Proben hatten eine Schichtdicke zwischen 0,3 - 0,5 mm und wurden mit 50 N im Kausimulator belastet. Zusätzlich wurden die Proben aus IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) mit 100 N Belastung getestet.



Es überlebten insgesamt 10 von 20 Proben aus IPS Empress CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) die geforderten  $10^6$  Zyklen im Kausimulator. Dies spiegelt sich in einer Überlebenswahrscheinlichkeit von 50 % wider. Die Frakturen sind auf die oben beschriebene geringere Biegezugfestigkeit des Werkstoffes zurückzuführen.

Lava Ultimate CAD/CAM (3M ESPE, Seefeld) hingegen weist eine 95 %ige Überlebenswahrscheinlichkeit auf. Lediglich eine Probe frakturierte nach  $10^5$  Zyklen. Mit großer Wahrscheinlichkeit sind Poren in der Keramik oder Lustblasen im Befestigungskomposit hierfür verantwortlich.

Eine Überlebenswahrscheinlichkeit von 100 % sowohl bei der Belastung mit 50 N als auch mit 100 N Belastung verzeichneten die Versuche mit IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein).

Während Versuche mit IPS e.Max CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) keine Frakturen vorwiesen, mussten an den beiden anderen Materialien jeweils solche verzeichnet werden. Bei der frakturierten Restauration aus Lava Ultimate CAD/CAM (3M ESPE, Seefeld) ist von einem verarbeitungsbedingten Materialdefekt auszugehen.

Im Ergebnis also lässt sich feststellen, dass bei den Werkstoffen IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) und Lava Ultimate CAD/CAM (3M ESPE, Seefeld) eine geringere Schichtstärke als vom Hersteller angegeben verwendet werden kann. Das eröffnet die Möglichkeit, sehr dünne Restaurationen eingliedern zu können und gesunde Zahnschubstanz weitestgehend zu schonen.

## 8. Literaturverzeichnis

- 3M Espe. Lava Ultimate. CAD/CAM Restauration aus Resin Nano Keramik. Technisches Produktprofil.
- 3M Espe (2012). Lava Ultimate. CAD/CAM Restaurationsmaterial. Leitfaden für die klinische Präparation und Handhabung.
- Anusavice KJ (1992). Degradability of Dental Ceramics 6:82–89.
- Becker J, Heidemann D (1993). Entwicklungsstand und Probleme des Einsatzes von CAD/CAM-Systemen. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift* 48:611.
- Beier US, Kapferer I, Dumfahrt H (2012). Clinical long-term evaluation on failure characteristics of 1,335 all- ceramic restorations. *Int J Prosthodont* 25:70–78.
- Belli R, Guimaraes JC, Lohbauer U, Baratieri LN (2011). Über die Sprödigkeit von Dentalkeramiken - Ursachen für Frakturverluste. *Quintessenz Zahntechnik* 62:49–61.
- Benz C, Schwarz P (1991). Wie genau ist der optische Cerec-Abdruck? *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift* 46:632.
- Bieniek KW, Marx R (1994). Die mechanische Belastbarkeit neuer vollkeramischer Kronen-und Brückenmaterialien. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 104:284–289.
- Bose M, Ott KH (1994). Wissenschaftliche Erkenntnisse über das Cerec-System. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift* 49:671.
- Chan C, Weber H (1986). Plaque retention on teeth restored with foll-ceramic crowns. *J Prosthet Dent* 56:666–671.
- Craig RG (1979). Selected properties of dental composites. *J Dent Res* 58:1544–1550.
- DeLong R, Douglas WH (1983). Development of an Artificial Oral Environment for the Testing of Dental Restoratives: Bi-axial Force and Movement Control. *J Dent Res* 62:32–36.

- Dong JK, Lüthy H, Wohlwend A, Schärer P (1992). Heat-pressed ceramics: technology and strength. *Int J Prosthodont* 5:9–16.
- Eichner K (1960). Leitfaden zahnärztlicher Werkstoffe und ihrer Verarbeitung. Berlin: Berlinische Verlagsanstalt G.m.b.H.
- Falck K, Weikart P (1959). Werkstoffkunde für Zahnärzte. 3. Auflage. München: Carl Hanser Verlag München.
- Fehér A, Mörmann WH (1995). Die Ausarbeitung von Keramikrestorationen mit superfeinen Diamantinstrumenten. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 105:474–479.
- Fischer H, Marx R (2000). Festigkeit von Dentalkeramik. *ZWR* 109:240–244.
- Freese AS (1959). Porcelain fused to iridio-platinum crowns. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 9:847–850.
- Furrer O, Mörmann WH (1993). Effizienz und Kantenqualität beim computertechnischen Formschleifen von Keramikinlays. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 103:851–859.
- Fusayama T, Okuse K, Hosoda H (1966). Relationship between Hardness, Discoloration, and Microbial Invasion in Carious Dentin. *J Dent Res* 45:1033–1046.
- Geis-Gerstorfer J, Kanjantra P (1992). Zum Einfluß der Prüfmethode auf die Biegefestigkeit von IPS-Empress und In-Ceram. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift* 47:618–621.
- Geis-Gerstorfer J, Kanjantra P, Pröbster L, Weber H (1993). Untersuchung der Bruchzähigkeit und des Rißwachstums zweier vollkeramischer Kronen- und Brückensysteme. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift* 48:685–691.
- Gojowy T (2002). Zwischen Handwerk und industrieller Fertigung. *Quintessenz Zahntechnik* 28:648–653.
- Hahn R, Löst C (1993a). Experimentelle Festigkeitsbestimmung sprödharter Restaurationswerkstoffe. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift* 48:484–487.
- Hahn R, Löst C (1993b). Microstructure and strength analysis of ultrasonically shaped ceramics. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 103:844–850.

- Haselton DR, Diaz-Arnold AM, Hillis SL (2000). Clinical assessment of high-strength all-ceramic crowns. *J Prosthet Dent* 83:396–401.
- Hickel R, Kunzelmann KH (1997). *Keramikinlays und Veneers*. München: Carl Hanser Verlag München.
- Hofmann N (1990). Die Herstellung und Eingliederung von computergefrästen Keramik-Inlays. *ZWR* 99:530–537.
- Hohmann A, Hielscher W (2005). *Lehrbuch der Zahntechnik*. 4th ed. Berlin: Quintessenz Verlag-GmbH.
- Ilie N, Kunzelmann KH, Hickel R (2005). Werkstoffkundliche Untersuchungen zu Kompositen. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift* 60:321–334.
- Ivoclar Vivadent (2006). IPS Empress CAD. *Verarbeitungsanleitung*.
- Ivoclar Vivadent (2009). IPS e.Max CAD. *Verarbeitungsanleitung*.
- Janda R (2006). Gläser, Glaskeramiken und Keramiken. Teil 1: Grundlagen. *Quintessenz Zahntechnik* 32:1264–1273.
- Janda R (2007a). Gläser, Glaskeramiken und Keramiken. Teil 2: Grundlagen. *Quintessenz Zahntechnik* 33:186–194.
- Janda R (2007b). Silikatkeramiken. Zusammensetzung, Eigenschaften, Anwendung, Wertung: Teil 1. *Quintessenz Zahntechnik* 33:448–456.
- Janda R (2007c). Vollkeramiken: Zusammensetzung, Eigenschaften, Anwendung, Wertung. *Quintessenz Zahntechnik* 33:46–60.
- Kappert HF (1996). *Vollkeramik. Werkstoffkunde, Zahntechnik, klinische Erfahrung*. 1.th ed. Berlin: Quintessenz.
- Kappert HF, Krah M (2001). Keramiken- eine Übersicht. Dentalkeramiken und zahntechnische Verfahren zur Herstellung von keramischem Zahnersatz. *Quintessenz Zahntechnik* 27:668–704.
- Kelly JR, Denry I (2008). Stabilized zirconia as a structural ceramic: An overview. *Dent Mater* 24:289–298.

- Kern M, Mehl A (2002). Neue Perspektiven für CAD/CAM in der Zahnheilkunde? *Quintessenz Zahntechnik* 28:1244–1250.
- Kern M, Pröbster L (2002). Vollkeramik für ästhetische und dauerhafte Restaurationen. *dental-Praxis* 19:269–276.
- Kirsten H (1929). Die Jacketkrone. 1.th ed. Berlin: Hermann Meuser Verlag.
- Körber KH, Ludwig P (1983). Maximale Kaukraft als Berechnungsfaktor zahntechnischer Konstruktionen. *Dent Lab* 31.
- Krejci I, Lutz F, Fülleman J (1992). Zahnfarbene Inlays/Overlays. Zahnfarbene adhäsive Inlays und Overlays: Materialien, Prinzipien und Klassifikation. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 102:73–80.
- Krejci I, Reich T, Lutz F, Albertson M (1990). In-vitro-Testverfahren zur Evaluation dentaler Restaurationssysteme. 1. Computergesteuerte Kausimulation. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 100:953–960.
- Kümin P, Lüthy H, Mörmann WH (1993). Festigkeit von Keramik und Polymer nach CAD/CIM-Bearbeitung und im Verbund mit Dentin. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 103:1261–1268.
- Kunzelmann KH. [www.kunzelmann.de](http://www.kunzelmann.de)
- Kurbad A (2007). Dentalkeramik für CAD/CAM-Anwendungen. Anforderungen an vollkeramische Systeme. *Quintessenz Zahntechnik* 33:546–555.
- Land H. Porzellanmantelkrone. In: Geschichte der Zahnheilkunde. Hoffmann-Axthelm W, editor. Berlin: Quintessenz.
- Luthardt R (2002). Aktueller Stand der CAD/CAM-Technologie für Zahnrestaurationen. *ZWR* 111:621–624.
- Luthardt R, Musil R (1997). CAD/CAM-gefertigte Kronengerüste aus Zirkondioxid-Keramik. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift* 52:380–384.
- Marx R (1993). Moderne keramische Werkstoffe für ästhetische Restaurationen-Verstärkung und Bruckzähigkeit. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift* 48:229–236.

- Marx R, Fischer H, Weber M, Jungwirth F (2001). Rissparameter und Weibullmodule: unterkritisches Risswachstum und Langzeitfestigkeit vollkeramischer Materialien. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift* 56:90–98.
- McLean JW (1979). The future of restorative materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 42:154–158.
- Morena R, Beaudreau GM, Lockwood PE, Evans AL, Fairhurst CW (1986). Fatigue of Dental Ceramics in a Simulated Oral Environment. *J Dent Res* 65:993–997.
- Mörmann WH, Bindl A (2000). The Cerec3 - A quantum leap for computer-aided restorations: Initial clinical results. *Quintessence International* 31:669–712.
- Mörmann WH, Brandestini M, Ferru A, Lutz F, Krejci I (1985). Marginale Adaptation von adhäsiven Porzellaninlays in vitro. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 95:1118–1129.
- Mörmann WH, Brandestini M, Lutz F (1987). Das Cerec-System: Computergestützte Herstellung direkter Keramikinlays in einer Sitzung. *Die Quintessenz*:457–470.
- Mörmann WH, Brandestini M, Lutz F, Barbakow F, Götsch T (1990). CAD-CAM ceramic inlays and onlays: a case report after 3 years in place. *J Am Dent Assoc* 120:517–520.
- Müller WW, wirthwein C, Lange KP, Meyer L (2002). Kic-Wert-Bestimmung mit Hilfe der Intender-Methode- Möglichkeiten und Grenzen. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift* 57:608–612.
- Nakamichi I, Iwaku M, Fusayama T (1983). Bovine Teeth as Possible Substitutes in the Adhesion Test. *J Dent Res* 62:1076–1081.
- Peckert H (1921). Einführung in die konservierende Zahnheilkunde. 2nd ed. Leipzig: Hirzel.
- Pjetursson BE, Sailer I, Zwahlen M, Hämmerle CH (2007). A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal-ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part I: single crowns. *Clin Oral Impl Res* 18:73–85.

- Pluddemann E (1970). Adhesion through silane-coupling agents. *J Adhesion* 2:184–201.
- Pröbster L (2001). Sind vollkeramische Kronen und Brücken wissenschaftlich anerkannt? *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift* 56:575–576.
- Qualthrough AJ, Wilson NH, Smith GA (1990). The porcelain inlay: a historical review. *Oper Dent* 15:101–113.
- Reiss B, Walther W (2000). Clinical long-term results and 10-year Kaplan-Meier analysis of Cerec restorations. *Int J Comput Dent* 3:9–23.
- Rosentritt M, Behr M, Gebhard R, Handel G (2006). Influence of stress simulation parameters on the fracture strength of all-ceramic fixed-partial dentures. *Dent Mater* 22:176–182.
- Roulet JF, Janda R (2004). Keramiksysteme der Zukunft. *Quintessenz Zahntechnik* 30:986–1006.
- Sack W (37). Glas, Glaskeramik und Sinterglaskeramik. *Chemie-Ing.-Techn.* 1965:1154–1165.
- Salmang H (1951). Die Keramik. Physikalische und chemische Grundlagen. 2.th ed. Berlin: Springer Verlag.
- Scherrer SS, de Rijk WG (1993). The fracture resistance of all-Ceramic crowns on supporting structures with different elastic moduli. *Int J Prosthodont* 6:462–467.
- Schilke R, Bauß O, Lisson JA, Schuckar M, Geurtsen W (1999). Bovine dentin as a substitute for human dentin in shear bond strength measurements. *Am J Dent* 12:92–96.
- Schmidt A (1998). CAD/CAM/CIM-Systeme in der restaurativen Zahnmedizin 49:1111–1122.
- Schneemann P, Borchers L, Stiesch-Scholz M (2005). Belastbarkeit 4-gliedriger Seitenzahnbrücken aus Vollkeramik. *ZWR* 114:28–36.
- Schwickerath H (1992). Das Festigkeitsverhalten von Cerec. *Quintessenz Zahntechnik* 43:669–677.
- Strub JR (1992). Vollkeramische Systeme. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift* 47:566–571.

- Sugiyama T (1961). A Study on Mammalian Teeth. *Yokohama Med J* 12.
- Tadokoro M (1959). A Study on Tooth Changes with Aging. II. Changes in Dentinal Tubules of Anterior Teeth with Aging. *Dent Outlook* 16:1149–1167.
- Tinschert J, Natt G, Hassenpflug S, Spiekermann H (2004). Stand der aktuellen CAD/CAM Technik in der Zahnmedizin. *Int J Comput Dent*:25–45.
- Tinschert J, Schimmang A, Fischer H, Marx R (1999). Belastbarkeit von zirkonoxidverstärkter In-Ceram Alumina-Keramik. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift* 54:695–699.
- Völkl L (2001). cercon-das CAM-Vollkeramiksystem von Degussa Dental. *Quintessenz* 52:811–814.
- Wiederhorn SM (1967). Influence of Water Vapor on Crack Propagation in Soda-Lime Glass. *J Am Ceram Soc* 50:407–414.
- Willems G, Celis JP, Lambrechts P, Braem M, Vanherle G (1993). Hardness and young's modulus determined by nanoindentation technique of filler particles of dental restorative materials compared with human enamel - Willems - 2004 - Journal of Biomedical Materials Research - Wiley Online Library. *J Biomed Mater Res* 27:747–755.
- Witkowski S (2002). Computer Integrated Manufacturing (CIM) als Konzept für das zahntechnische Labor. *Quintessenz Zahntechnik* 28:374–386.
- Ziegler A, Lange S, Bender R (2007). Überlebenszeitanalyse: Eigenschaften und Kaplan-Meier Methode. Artikel Nr. 15 der Statistik-Serie in der DMW. *Dtsch Med Wochenschr* 132:e36-e38.
- Zwiener I, Blettner M, Hommel G (2011). Survival analysis. Part 15 of a series on evaluation of scientific publications. *Dtsch Arztebl Int* 108:163–169.



## 9. Anhang

### 9.1 Abbildungsverzeichnis

Abbildung 4-1:	IPS Empress CAD Keramikblock .....	25
Abbildung 4-2:	IPS e.max CAD Keramikblock .....	26
Abbildung 4-3:	Lava Ultimate CAD/CAM Keramikblock.....	27
Abbildung 4-4:	Plan abgeschliffener Rinderzahn .....	28
Abbildung 4-5:	IPS Empress CAD Keramikplättchen .....	28
Abbildung 4-6:	Schleifmaschine Leco VP100.....	29
Abbildung 4-7:	Anatomisch reduzierte Kaufläche eines Molares .....	30
Abbildung 4-8:	Rotring Football-Diamant.....	30
Abbildung 4-9:	Selbst konstruierte Halterung .....	31
Abbildung 4-10:	Probenhalter .....	31
Abbildung 4-11:	Selbst konstruierte Halterung mit fixierter Probe.....	31
Abbildung 4-12:	Innenlochsäge Leica SP 1600 .....	32
Abbildung 4-13:	Innenlochsäge Leica SP 1600 Detailansicht.....	32
Abbildung 4-14:	Exakt Poliermaschine .....	33
Abbildung 4-15:	Cerec Schleifmaschine.....	34
Abbildung 4-16:	Cerec Bluecam.....	34
Abbildung 4-17:	Occlusal Indicator Wax .....	35
Abbildung 4-18:	Präparierter Molar mit Occlusal Indicator Wachs.....	35
Abbildung 4-19:	Cerec Fräsmaschine .....	35
Abbildung 4-20:	Zirkonoxidpolierer.....	35
Abbildung 4-21:	Flusssäure Vita Ceramics Etch .....	36
Abbildung 4-22:	Silan 3M ESPE Sil.....	36
Abbildung 4-23:	Syntac Primer.....	37
Abbildung 4-24:	Syntac Adhesive .....	37
Abbildung 4-25:	Syntac Heliobond.....	38
Abbildung 4-26:	Variolink II .....	39

Abbildung 4-27:	Klinisch relevanter Prüfkörper nach adhäsiver Befestigung .....	39
Abbildung 4-28:	Willytec MUC II Kausimulator .....	40
Abbildung 4-29:	Willytec MUC II Kausimulator Detailansicht.....	41
Abbildung 4-30:	Antagonist.....	41
Abbildung 5-1:	Graphisch dargestellter Kaplan-Meier Schätzer mit 95 %-Konfidenzintervall der Vorversuche mit Rinderzähnen...	47
Abbildung 5-2:	IPS Empress CAD Restauration mit Riss I .....	55
Abbildung 5-3:	IPS Empress CAD Restauration mit Riss II .....	55
Abbildung 5-4:	Exemplarische 3D-Vermessung IPS Empress CAD Kauflächenveneer mit Hilfe eines MikroCTs und 3D-Distanztransformation (Kunzelmann) .....	55
Abbildung 5-5:	Graphisch dargestellter Kaplan-Meier Schätzer.....	61
Abbildung 5-6:	Graphisch dargestellter Kaplan-Meier Schätzer mit 95 %-Konfidenzintervall .....	61
Abbildung 6-1:	Antagonist trifft auf hochstandardisierten Prüfkörper.....	71
Abbildung 6-2:	Antagonist trifft auf klinisch relevanten Prüfkörper .....	71

## 9.2 Tabellenverzeichnis

Tabelle 4-1:	Verwendete Materialien.....	27
Tabelle 5-1:	Ergebnisse der Vorversuche mit Rinderzähnen.....	45
Tabelle 5-2:	Kaplan-Meier Schätzer der Vorversuche mit Rinderzähnen	46
Tabelle 5-3:	Ergebnisse der Hauptversuche mit hochstandardisierten Prüfkörpern auf humanen Zähnen, IPS Empress CAD, 0,5 mm Schichtdicke.....	48
Tabelle 5-4:	Ergebnisse der Hauptversuche mit hochstandardisierten Prüfkörpern auf humanen Zähnen, IPS Empress CAD, 0,3 mm Schichtdicke.....	49
Tabelle 5-5:	Ergebnisse der Hauptversuche mit hochstandardisierten Prüfkörpern auf humanen Zähnen, IPS e.max CAD, 0,3 mm Schichtdicke.....	50
Tabelle 5-6:	Ergebnisse der Hauptversuche mit klinisch relevanten Prüfkörpern auf humanen Zähnen, IPS Empress CAD, 0,3 - 0,5 mm, Last 50 N .....	53
Tabelle 5-7:	Kaplan-Meier Schätzer, klinisch relevante Prüfkörper IPS Empress CAD, 0,3 - 0,5 mm, Last 50 N.....	54
Tabelle 5-8:	Ergebnisse der Hauptversuche mit klinisch relevanten Prüfkörpern auf humanen Zähnen, IPS e.max CAD, 0,3 - 0,5 mm, Last 50 N .....	57
Tabelle 5-9:	Ergebnisse der Hauptversuche mit klinisch relevanten Prüfkörpern auf humanen Zähnen, Lava Ultimate CAD/CAM, 0,3 - 0,5 mm, Last 50 N .....	59
Tabelle 5-10:	Kaplan-Meier Schätzer, klinisch relevante Prüfkörper Lava Ultimate CAD/CAM, 0,3 - 0,5 mm, Last 50 N .....	60
Tabelle 5-11:	Ergebnisse der Hauptversuche mit klinisch relevanten Prüfkörpern auf humanen Zähnen, IPS e.max CAD, 0,3 - 0,5 mm, Last 100 N .....	64

## **10. Danksagung**

Mein besonderer Dank gilt Herrn Prof. Dr. Karl-Heinz Kunzelmann für die Überlassung des Dissertationsthemas und der statistischen Auswertung, für seine außerordentliche Hilfsbereitschaft sowie für seine hervorragende Betreuung.

Des Weiteren bedanke ich mich herzlich bei Frau Eva Köbele und bei Frau Gisela Dachs, für die tatkräftige Unterstützung während der Versuche.

Herrn Georg Hiebl möchte ich für die Reparatur und Wartung des Kausimulators und für die Herstellung des Probenhalters meinen Dank aussprechen.

Ein spezielles Dankeschön geht an Frau Prof. Dr. Olivia Merkel und Herrn Dr. Wolfgang Merkel für das Korrekturlesen meiner Dissertation sowie an Valentin Merkel für die ständige verständnisvolle und moralische Unterstützung.

Nicht zuletzt gilt ein ganz besonders herzlicher Dank meiner Eltern und meiner Schwester, ohne deren ideelle und finanzielle Unterstützung das Studium und die Dissertation nicht möglich gewesen wären.

## **11. Eidesstattliche Versicherung**

Ich, Helena Schäfer, geboren am 12.03.1987 in Köln, erkläre hiermit an Eides statt, dass ich die vorliegende Dissertation mit dem Thema

### **Experimentelle In-vitro Studie zum Ermüdungsverhalten CAD/CAM- gefertigter Kauflächenveneers bei reduzierter Materialstärke**

selbständig verfasst, mich außer der angegebenen keiner weiteren Hilfsmittel bedient und alle Erkenntnisse, die aus dem Schrifttum ganz oder annähernd übernommen sind, als solche kenntlich gemacht und nach ihrer Herkunft unter Bezeichnung der Fundstelle einzeln nachgewiesen habe.

Ich erkläre des Weiteren, dass die hier vorgelegte Dissertation nicht in gleicher oder in ähnlicher Form bei einer anderen Stelle zur Erlangung eines akademischen Grades eingereicht wurde.

Bonn, 28.01.2014